

**Effekte selektiver Aufmerksamkeit auf frühe Komponenten  
somatosensorisch evozierter Felder im primär sensomotorischen Kortex**

**Dissertation**

**zur Erlangung des akademischen Grades doctor medicinae (Dr. med.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-  
Universität Jena**

**Januar 2004**

**von Birgit Bartenbach**

**geboren am 05.07.1977**

**in Heilbronn**

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>4</b>
<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>5</b>
<b>1 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG .....</b>	<b>7</b>
<b>2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....</b>	<b>10</b>
2.1 DAS SOMATOVISZERALE SENSORISCHE SYSTEM.....	10
2.1.1 Einführung .....	10
2.1.2 Funktionell-anatomische Übersicht des zentralen somatoviszeralen sensorischen Systems .....	10
2.1.3 Verarbeitung somatoviszeraler Informationen im Rückenmark und Hirnstamm.....	11
2.1.4 Verarbeitung in Thalamus und Kortex.....	15
2.2 AUFMERKSAMKEIT .....	17
2.2.1 Arousal und ARAS.....	17
2.2.2 Funktionen der Aufmerksamkeit .....	18
2.2.3 Neuropsychologische Modelle der Aufmerksamkeit .....	20
2.3 METHODEN ZUR ERFASSUNG DER HIRNAKTIVITÄT .....	22
2.4 DAS MEG .....	23
2.4.1 Ursprung neuronaler Felder.....	23
2.4.2 Biomagnetische Felder.....	24
2.4.3 Messtechnik.....	25
2.4.4 Anwendung.....	26
2.5 GRUNDLAGEN DER QUELLENREKONSTRUKTION .....	26
2.6 AUFMERKSAMKEITSMODULATION BEI EVOZIERTEN POTENTIALEN .....	28
2.6.1 Anwendungsgebiete evozierter Potentiale .....	28
2.6.2 Einfluß der Aufmerksamkeit im visuellen und auditorischen System.....	29
2.6.3 Einfluß der Aufmerksamkeit im somatosensorischen System .....	30
2.7 HYPOTHESEN.....	34
<b>3 MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>35</b>
3.1 STICHPROBE .....	35
3.2 VERSUCHSABLAUF .....	35
3.3 STIMULATIONS PARADIGMA .....	38
3.4 DATENAUSWERTUNG .....	39

3.4.1 Datenerfassung .....	39
3.4.2 Auswertung der MEG-Daten .....	40
3.4.2 Lokalisationsfehler .....	42
3.4.3 Statistische Analyse .....	43
<b>4 ERGEBNISSE .....</b>	<b>44</b>
4.1 QUELLENLOKALISATION .....	44
4.2 FEHLERVERTEILUNG .....	45
4.3 AUSWERTUNG DER MESSERGEBNISSE .....	45
<b>5 DISKUSSION .....</b>	<b>56</b>
5.1 METHODE .....	57
5.2 ERGEBNISSE .....	60
5.3 LOKALISATION .....	63
5.4 ABSCHLIEßENDE BETRACHTUNG .....	65
5.5 SCHLUSSFOLGERUNGEN .....	65
<b>6 LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>67</b>
<b>7 ANHANG .....</b>	<b>76</b>
7.1 DATENTABELLEN .....	76
7.2 DANKSAGUNG .....	85
7.3 EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG .....	86
7.3 LEBENS LAUF .....	87

## **Abkürzungsverzeichnis:**

### **Allgemeine Abkürzungen:**

BEM	Boundary element model
EEG	Elektroenzephalographie
EOG	Elektrookulographie
EP	Evozierte Potentiale
EPSP	Exzitatorisches postsynaptisches Potential
fT	Femtotesla
IPSP	Inhibitorisches postsynaptisches Potential
ISI	Interstimulusintervall
MEG	Magnetenzephalographie
MGFP	mean global field power
MRF	mesenzephalale Retikulärformation
MRI	Magnetic resonance imaging
PET	Positronenemissionstomographie
pT	Picotesla
SEP	Somatosensibel evozierte Potentiale
SEF	Somatosensibel evozierte Felder
SI	Primär sensomotorischer Kortex
SII	Sekundär sensomotorischer Kortex
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
SPECT	Single photon emission computertomographie
SQUID	Superconducting quantum interference device

### **Eigene Abkürzungen:**

A	Aufmerksamkeit auf die elektrische Fingerreizung
B	Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden
NT	Non-Target
T	Target
TNT	Vergleich Target-Non-Target

## **Zusammenfassung**

Ziel der vorliegenden Dissertation war es, eine Modulation früher Komponenten der biomagnetischen Reizantwort durch selektive Aufmerksamkeit bei elektrischer Reizung von Fingern mittels MEG-Messung nachzuweisen.

Vorangegangene Studien am biomagnetischen Zentrum in Jena zeigten bei Reizung mittels taktilem Stimulator eine Modulation früher magnetischer Komponenten der Reizantwort durch selektive Aufmerksamkeit. Die Modulation der Komponenten bestand in einer Verringerung der Amplituden der Reizantwort und wurde im primär somatosensorischen Kortex nachgewiesen. Dies steht im Widerspruch zu Studien, die einen Einfluss selektiver Aufmerksamkeit im primär somatosensorischen Kortex durch magnetenzephalographische Messungen nicht zeigen konnten.

Zur Klärung dieser gegensätzlichen Aussagen wurde ein Paradigma mit elektrischer Reizung von Fingern erstellt. Vierzehn studentische Probandinnen nahmen an den Messungen an zwei verschiedenen Tagen teil. Die Messung der evozierten Felder erfolgte nach elektrischer Reizung an Zeigefinger und kleinem Finger der rechten Hand. Die Reize wurden randomisiert dargeboten. Es wurden zwei Bedingungen aufgestellt, um den Einfluss selektiver Aufmerksamkeit auf die Informationsverarbeitung im primär somatosensorischen Kortex zu untersuchen. In einer Bedingung sollte die Konzentration auf die Finger der rechten Hand gelenkt sein, wobei jeweils bei wiederholter Reizung eines Fingers (Zielreiz) mit der linken Hand ein Bällchen gedrückt wurde und die Zielreize gezählt wurden. Parallel dazu leuchteten verschiedenfarbige Leuchtdioden im Blickfeld der Probandin auf, die sie ignorieren sollte. In der zweiten Bedingung sollte sich die Probandin auf die aufleuchtenden Leuchtdioden konzentrieren und bei wiederholtem Auftreten einer Farbe ebenfalls das Bällchen mit der linken Hand drücken und diese als Zielreize definierten Wiederholungen zählen. Die elektrischen Reize wurden in dieser Zeit weiter an der rechten Hand appliziert, waren jedoch von der Probandin zu ignorieren. Die biomagnetischen Felder wurden über den somatosensiblen Arealen kontralateral zur elektrisch stimulierten Hand gemessen. An den zwei verschiedenen Messtagen erfolgten die Messbedingungen in unterschiedlicher Reihenfolge. Für die Quellenlokalisation wurde von allen Probandinnen vor den Messungen ein MRT des Kopfes angefertigt. Untersucht wurden die magnetischen

Komponenten bei 45ms und bei 75ms nach Stimulusapplikation. In die statistische Aufwertung wurde die MGFP (mean global field power) sowie die Dipolstärke einbezogen. In einer Quellenlokalisation wurde festgestellt, ob die zu Grunde liegenden Quellen in SI lagen. Nur Dipole mit Lokalisation in SI und ausreichender Güte der Messung wurden in die statistische Auswertung einbezogen.

Die Ergebnisse zeigten einen signifikanten Anstieg der MGFP sowie der Dipolstärke in der bei 75ms nach Reizgebung aufgetretenen Komponente bei selektiver Aufmerksamkeit auf die elektrische Reizung der Finger. Diese Modulation lag in SI. Für die frühere Komponente um 45ms nach Stimulusapplikation wurde kein Einfluss durch selektive Aufmerksamkeit nachgewiesen.

Des Weiteren wurde ein Unterschied der Reizantworten nach Zielreizen und Reizen, die nicht als Zielreiz definiert waren, untersucht. Für die auf Zielreize folgende Reizantwort stellte sich bei Vergleich der MGFP bei 45ms für Zeigefinger und kleinen Finger erwartungsgemäß eine signifikant kleinere Amplitude heraus, da die Interstimulusintervalle vor einem Zielreiz durch die Wiederholung der Reizung am gleichen Finger kürzer sind. Für die Dipolstärke und die Komponente um 75ms konnte dieser Einfluss nicht gezeigt werden.

Durch die vorliegende Arbeit konnte eine Modulation der biomagnetischen Reizantwort im primär somatosensorischen Kortex durch selektive Aufmerksamkeit nachgewiesen werden. Die Modulation bestand entgegen der primären Annahme in einem Anstieg der Amplituden der Reizantwort.

# 1 Einleitung und Problemstellung

Bereits Ende des 19. und Anfang des 20. Jahrhunderts wurde der Begriff Aufmerksamkeit in der Psychologie verwendet. William James schreibt in „Principles of Psychology“ 1890: „Jeder weiß, was Aufmerksamkeit ist. Es bedeutet, wenn der Geist klar und deutlich aus, wie es scheint verschiedenen gleichzeitig möglichen Objekten oder Gedankengängen, eines aufnimmt. Fokussierung und Konzentration des Bewusstseins sind von wesentlicher Bedeutung. Es beinhaltet das Zurückziehen von manchen Dingen, um sich mit anderen effektiv auseinandersetzen zu können.“

Aufmerksamkeit wurde nicht nur im psychologischen Sinne hinterfragt. Auch biologische Grundlagen, wie die Verstärkung oder Hemmung zwischen Nervenzellen, oder die Rolle der Frontallappen wurden diskutiert. Es gab auch die Beobachtung, dass eine Hirnschädigung oder psychiatrische Erkrankungen oft zu einer Beeinträchtigung von Aufmerksamkeitsprozessen führen können. Nach diesen ersten Ansätzen der Aufmerksamkeitsforschung ruhte das Thema in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts. 1958 formulierte Broadbent die Filtertheorie, die nachhaltig die weitere Forschung beeinflusste. Nach dieser Theorie besitzt das Gehirn ähnlich einem Computer eine begrenzte Verarbeitungskapazität für aufgenommene Reize. Um die Menge der Informationen zu minimieren, werden zunächst parallel verarbeitete Reize anhand physikalischer Eigenschaften (bei akustischen Reizen beispielsweise Tonhöhe) aussortiert, wonach eine serielle Verarbeitung auf höherer Ebene stattfinden kann. Dieser Theorie der frühen Selektion stellten Deutsch und Deutsch (1963) eine Theorie der späten Selektion gegenüber, wonach alle Reize, auch wenn keine Aufmerksamkeit auf sie gerichtet ist, verarbeitet werden, jedoch irrelevante Informationen nicht ins Gedächtnis gelangen. Treisman entwickelte 1980 die „feature integration“ Theorie für visuelle Reize. Charakteristische Eigenschaften (z.B. Farben, Bewegungsrichtung) von Reizen werden unabhängig von Aufmerksamkeit parallel verarbeitet (Treisman und Gelade, 1980). Um Objekte als Ganzes wahrzunehmen, ist nach dieser Theorie Aufmerksamkeit nötig, wodurch die verschiedenen Merkmale zusammengefügt werden. Danach werden seriell die anderen Eigenschaften wie Richtung oder Lokalisation zugeordnet, um ein mehrdimensionales Aufnehmen des Reizes zu ermöglichen.

In zunehmendem Maße wurden Theorien aus der kognitiven und Verhaltensforschung mit neurophysiologischen Aspekten verbunden. Auch tierexperimentelle Einzelzellmessungen spielten eine große Rolle (z.B. Chelazzi et al., 1998). Untersuchungen mit evozierten Potentialen (visuell, akustisch und somatosensorisch) ermöglichten durch verschiedene Meßmethoden, Aussagen über Zeitpunkt, anatomische Lokalisation und Dauer der Aufmerksamkeitsmodulation zu machen und quantitativ Änderungen der Reizantwort zu messen. Diese Arbeiten werden im Weiteren näher beleuchtet, da sie die Grundlage für die vorliegende Studie bilden.

Die Beeinflussung evozierter Potentiale durch Aufmerksamkeit wurde im visuellen und auditorischen Bereich bereits intensiv erforscht.

Im visuellen System erhöht sich durch selektive Aufmerksamkeit auf einen Ort die Aufnahme eines visuellen Stimulus, der an diesem Ort dargeboten wird (Posner und Cohen, 1984). Eine wichtige Frage stellte der früheste Zeitpunkt eines Aufmerksamkeitseinflusses dar. Eine Aufmerksamkeitsmodulation konnte zunächst nicht für die frühe Reizantwort im primär visuellen Kortex gezeigt werden (Colby, 1991; Corbetta, 1991; Woldorff et al., 1997), jedoch wurde in jüngeren Studien auch im primär visuellen Kortex von Wörgötter et al. (1998) und Yeshurun & Carrasco (1998) ein Einfluss festgestellt. In Studien von Eason (1981) und Mangun et al. (1993) zeigte sich ab einer Latenz von 80-90ms nach Reizgebung bei visuell evozierten Potentialen eine Signalveränderung durch Aufmerksamkeit.

Für das auditorische System ergab sich eine Modulation von akustisch evozierten Potentialen im primär auditorischen Kortex (Woldorff et al., 1993). Die ersten Veränderungen der Reizantwort traten 50-60ms (Näätänen und Michie, 1979; Hansen und Hillyard, 1980) bzw. schon 20ms (Woldorff et al., 1987, 1993) nach akustischer Reizgebung auf.

Im somatosensorischen Bereich liegen widersprüchliche Ergebnisse vor. Eine Schwierigkeit der Interpretation der Studienergebnisse besteht darin, die Signalmodulation durch selektive Aufmerksamkeit von Signalveränderungen durch Variation der Reizstärke und Stimulushäufigkeit zu differenzieren (siehe Kap. 2.7). Maugière et al. (1997b) zeigten einen Aufmerksamkeitseinfluss im primär somatosensorischen Kortex. Bei elektrischer Reizung des Nervus Medianus am Handgelenk wurde von ihnen eine Verkleinerung der Amplitude der Reizantwort bei selektiver Aufmerksamkeit festgestellt. In einer Studie von Mima et al. (1998) wurde eine Modulation durch aktive Aufmerksamkeit im sekundären Kortex, jedoch nicht im



primären Kortex nachgewiesen. Zeitlich gesehen traten in einer Studie von Michie et al. (1987) Aufmerksamkeitseffekte ab einer Latenz von 80ms auf, in einer Studie von Garcia-Larrea et al. (1990) zeigten sich bereits Effekte ab 45ms nach Reizgebung.

Lokalisation und zeitlicher Ablauf von Aufmerksamkeitsprozessen bei somatosensibel evozierten Potentialen wurde bisher nicht einheitlich in der Literatur dargestellt. Zur elektrischen Reizung an Fingern bestehen nur wenige Studien, da häufig eine Reizung des Nervus Medianus am Handgelenk erfolgte (Maugière, 1997b; Forss, 1995).

Eine vorangegangene Studie konnte bei Reizung mit einem taktilen Stimulator (BTI) an Fingern eine Verkleinerung von Amplituden der Reizantwort im primär sensomotorischen Kortex nachweisen (Karlowsky, 1999). In dieser Studie wurden die Intervalle zwischen den applizierten Reizen konstant gehalten.

Mit der vorliegenden Studie soll eine Modulation der evozierten Reizantwort im primär sensomotorischen Kortex durch elektrische Reizung an Fingern nachgewiesen werden. Im Gegensatz zu der erwähnten vorangegangenen Untersuchung erfolgte die Reizung der Finger elektrisch, da bei Stimulation mit taktilem Stimulator die einzelnen Komponenten schwierig zu differenzieren sind (Rossini et al., 1995). Die Interstimulusintervalle wurden randomisiert, und das Auftreten von Zielreizen und nicht als Zielreiz definierten Stimuli erfolgte mit etwa gleicher Häufigkeit.

Um eine hohe zeitliche Auflösung zu erreichen, diente die Magnetenzephalographie als Meßmethode. Die Anpassung an die individuelle Anatomie des Gehirns wurde durch ein vor den Messungen angefertigtes Magnetresonanztomogramm gewährleistet.

Folgende Hypothesen wurden aufgestellt:

1. Bei selektiver Aufmerksamkeit auf die elektrische Reizung an Zeigefinger und kleinem Finger zeigt sich eine Modulation früher Komponenten der Reizantwort im primär somatosensorischen Kortex im Vergleich zur Ablenkungsbedingung.
2. Der Einfluss selektiver Aufmerksamkeit im primär somatosensorischen Kortex besteht in einer Abnahme der Signalstärken unter selektiver Aufmerksamkeit.
3. Auf Non-Targets folgen in beiden Bedingungen auf Grund der längeren Interstimulusintervalle Reizantworten mit höherer Amplitude als auf Targets.

## 2 Theoretische Grundlagen

### 2.1 *Das somatoviszzerale sensorische System*

#### 2.1.1 Einführung

Dieses Sinnessystem umfasst die Wahrnehmungsfunktion der inneren Organe, des Bewegungssystems und der Haut. Wahrnehmungen der inneren Organe (Viszerozeption) werden meist erst bei Mangelzuständen (z.B. Hunger) oder Erkrankungen bewusst, regulieren aber ständig den Bedarf des Körpers. Die Wahrnehmung des Bewegungssystems (Propriozeption) umfasst Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn. Eine Vielzahl von Mechanosensoren z.B. in Muskeln, Sehnen und Gelenken gewährleisten durch afferente Meldungen die Erkennung von Position und Positionsänderungen. Der Hautsinn umfasst den Tastsinn zur Erfassung räumlicher Details, den Temperatursinn mit zwei separaten Systemen für Kalt- und Warmreize und den Schmerzsin, der aus polymodalen Schmerzsensoren besteht, und so auf mechanische, thermische und chemische Reize reagiert.

#### 2.1.2 Funktionell-anatomische Übersicht des zentralen somatoviszeralen sensorischen Systems

Es gibt zwei dominierende aufsteigende Bahnsysteme für die Somatosensorik: das Hinterstrang- oder Lemniskussystem und das Vorderseitenstrangsystem. Der zentralnervöse Teil des somato-viszeralen Systems ist in Rückenmark, Hirnstamm, Thalamus und Kortex lokalisiert.

Das Hinterstrangsystem ist funktionell mit der Mechanorezeption der Haut und der Propriozeption assoziiert, das Vorderseitenstrangsystem vorwiegend mit Thermorezeption, Schmerz und wahrscheinlich auch Viszerozeption. Das Hinterstrangsystem übermittelt Informationen aus Mechanosensoren der Haut und des Bewegungssystems zum somatosensorischen Kortex, die für diskriminative Wahrnehmungen benötigt werden. Es besteht aus einer anatomisch gut definierten

Verbindung der Körperperipherie zu den Arealen SI und SII des parietalen Kortex. Es erhält seinen afferenten Zustrom aus niederschwelligen Mechanosensoren der Haut, Muskeln, Sehnen und Gelenken. Der schnelle aufsteigende Weg enthält nur drei synaptische Umschaltungen. Er verläuft über die Hinterstränge des Rückenmarks zu den Hinterstrangkernen der Medulla oblongata (1.Synapse) weiter über den Tractus lemniscus medialis mit Kreuzung zur Gegenseite zum Ventrobasalkern des Thalamus (2.Synapse) und von dort zu den Arealen SI und SII (3.Synapse). Ein besonderes Charakteristikum ist die Somatotopie.

Das Vorderseitenstrangsystem ist vor allem mit Thermozeption und Nozizeption befasst.

### 2.1.3 Verarbeitung somatoviszeraler Informationen im Rückenmark und Hirnstamm

Die afferente Innervation von Haut, Muskeln, Gelenken und Viszera zeigt eine topographische Ordnung entsprechend der segmentalen Gliederung des Rückenmarks. Die Hautafferenzen jeder Hinterwurzel innervieren jeweils ein umschriebenes Hautareal, das Dermatome. Benachbarte Dermatome überlappen, weil sich die Axone der Spinalganglienneurone beim Wachstum in die Peripherie umbündeln, besonders in den Nervenplexen. Die Durchtrennung einer Hinterwurzel führt zu einer Verdünnung der Innervation, wodurch die Zweipunktdiskriminationsschwelle ansteigt. Das spinale somatoviszerale System leistet eine differenzierte Vorverarbeitung sensorischer Informationen. Das Hinterhorn, der dorsale Teil der grauen Substanz des Rückenmarks, ist eine sensomotorische Verarbeitungsstation des Zentralnervensystems mit vier Ausgängen: lange aufsteigende Bahnen zum Gehirn, darunter vor allem Vorderseitenstrang, auf- und absteigende propriospinale Verbindungen zu den Nachbarsegmenten, Verschaltung zu Motoneuronen und Verschaltung zu sympathischen Neuronen.

Die von Rezeptorneuronen aus den verschiedenen Körpergeweben übermittelten Signale werden im ZNS in zwei getrennten Systemen aufbereitet und zur Hirnrinde geleitet. Ein System übernimmt im Hinterhorn die Gesamtinformation aller Rezeptorneurone, verarbeitet sie, verteilt die Ergebnisse an autonome und motorische Neurone und sendet sie über den Vorderseitenstrang (Funiculus antero-lateralis) der

Gegenseite an die Formatio reticularis des Hirnstamms und an den Thalamus (Vorderseitenstrangsystem). Das andere System leitet die von den dicken markhaltigen Axonen der niederschwelligen Mechanorezeptoren übermittelten Signale schnell über den Hinterstrang (Funiculus posterior) zu dessen Kernen, die sie über die mediale Schleife dem Thalamus der Gegenseite übergeben (Hinterstrangsystem); von dort erreichen beide Systeme den somatosensorischen Kortex (siehe Abb. 1).

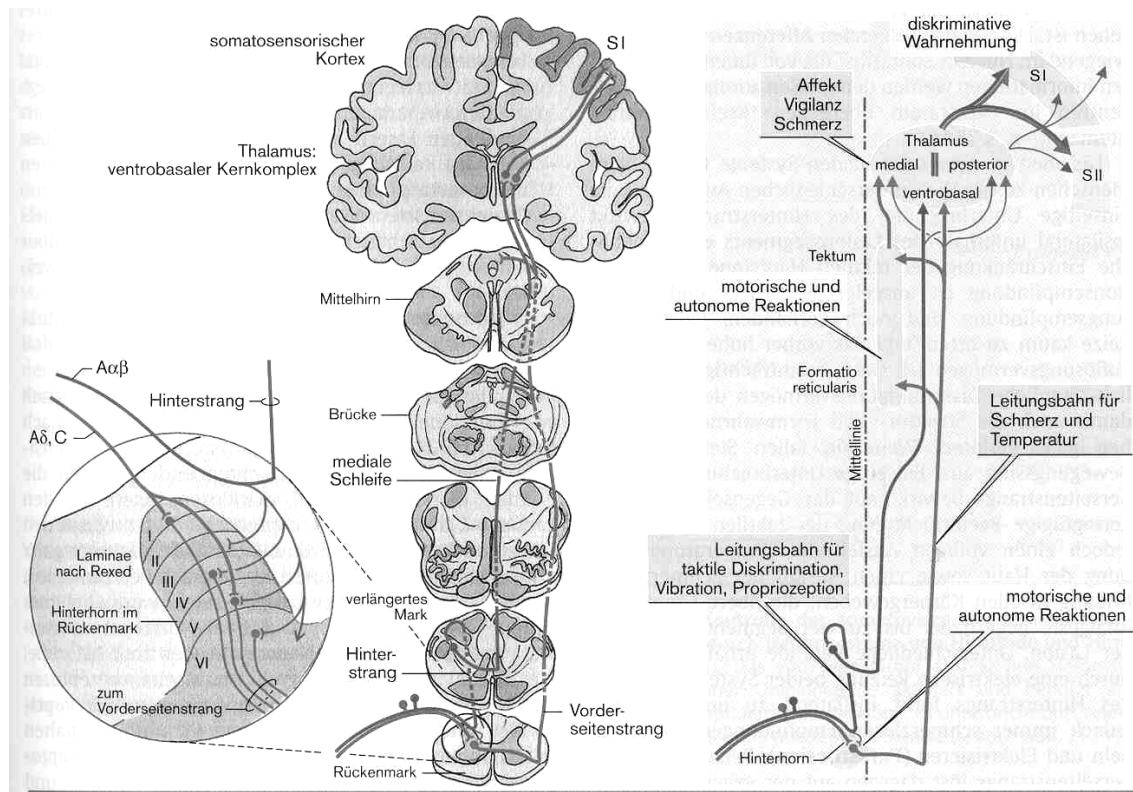


Abb. 1: Leitung und Verarbeitung somatoviszeraler Signale im ZNS Klinka und Silbernagl (2003)

Unmittelbar vor Eintritt in das Rückenmark findet eine Umlagerung der bis dahin in der Wurzel homogen durchmischten Axone statt. Dünne marklose Axone liegen in den ventrolateralen Abschnitten, dicke markhaltige Axone in den dorsomedialen Abschnitten der Wurzelfasern. Beim Eintritt ins Rückenmark trennen sich die beiden Fasergruppen. Die markhaltigen Fasern ziehen nach medial und teilen sich in zwei Äste, von denen sich einer seitlich dem Hinterstrang anlegt und nach kranial zieht, der andere zieht nach ventral auf der medialen Seite des Hinterhorns. Dabei gibt er Fasern an fast alle Schichten der grauen Substanz der umliegenden Segmente ab und endet im Vorderhorn. Die dünneren Axone teilen sich bei Eintritt ins Rückenmark in einen aufsteigenden und einen absteigenden Ast, die jeweils über 1-2 Segmente im Lissauer-

Trakt verlaufen, dann geben sie Äste in das Hinterhorn ab und enden dort. Die Endverzweigungen geben ihre Informationen an drei Gruppen von Neuronen ab. Zunächst finden sich Interneurone, welche die Signale an andere Neurone im Eintrittssegment oder in den benachbarten Segmenten weiterleiten. Die Fasern verbinden so die einzelnen Segmente und liegen in der grauen Substanz bzw. liegen ihr an. Sie bilden die propriospinalen Bahnen. Die zweite Neuronenart sind Projektionsneurone, sie verarbeiten ankommende Informationen und leiten die Ergebnisse über aufsteigende Bahnen an supraspinale Strukturen weiter. Direkte Signale der Muskelspindelafferenzen werden von der dritten Neuronenart, den  $\alpha$ -Motoneuronen empfangen. Die graue Substanz des Rückenmarks ist morphologisch und funktionell in Schichten unterteilt (Laminae nach Rexed). Während die Äste der dicken sensiblen Axone in fast allen Schichten enden, ziehen die dünnen marklosen Fasern zu den Laminae I, II und V. In den einzelnen Schichten sind daher Neurone, die auf unterschiedliche Rezeptoren reagieren. In den Laminae I, II und V liegen Neurone, die selektiv nur von einer Gruppe von Thermorezeptoren oder Nozizeptoren aktiviert werden (selektive Neurone). Im Gegensatz dazu gibt es Neurone, die sowohl von niederschwelligen Mechanorezeptoren, als auch von Nozizeptoren Informationen empfangen (multirezeptive Neurone). Neurone in den Laminae III und IV erhalten Signale von niederschwelligen Mechanorezeptoren der Haut. In Lamina VI enden niederschwellige Gelenk- und Muskelafferenzen. Spinale viszerale Afferenzen ziehen zu den multirezeptiven Neuronen der Laminae I und V. Die rezeptiven Felder der Hinterhornneurone sind meist größer als die der auf sie konvergierenden Rezeptorneurone. Sie können ganze Extremitäten erfassen. Die an das Hinterhorn übergebenen Informationen werden dort in neuronalen Netzwerken intensiv verarbeitet. Die einfachste Form der Verarbeitung ist die Integration der von zahlreichen Rezeptoren extrahierten Reizinformation durch ein Projektionsneuron. Dieses hat aktivierende Eingänge von zahlreichen Rezeptorneuronen, und sein rezeptives Feld ist größer als das eines einzelnen Rezeptors. Aktivierende Konvergenzschaltungen befinden sich außer im Hinterhorn auch in kranial gelegenen Ebenen der somatovisceralen Informationsverarbeitung. Es gibt auch Hemmschaltungen: sowohl eine Vorwärts- als auch eine Rückwärtshemmung ist möglich. Die Hemmung kann prä- und postsynaptisch erfolgen. Die Informationsverarbeitung im Hinterhorn, den Hinterstrangkernen und im Thalamus wird direkt vom somatosensorischen Kortex kontrolliert. Empfindlichkeit und rezeptive Feldgröße kann dadurch in den

Hinterhornzellen verändert werden. Nachdem die Informationen im Hinterhorn aufbereitet wurden, geht die Information weiter an autonome oder motorische Effektorneurone (spinale Reflexe). Aufsteigende Bahnen zur Leitung unbewusster Informationen gehen über spinozerebelläre Bahnen ans Kleinhirn. Zur bewussten Wahrnehmung führen Informationen, die über Vorderseitenstrang- und Hinterstrang vermittelt werden.

**Das Vorderseitenstrangsystem:** Es dient vor allem der Wahrnehmung von Schmerz und Temperatur. Wachheit, Aufmerksamkeit und Affekt werden auch beeinflusst. Die Axone der im Hinterhorn liegenden Neurone der Laminae I, IV V und VI kreuzen an der vorderen Kommissur und ziehen im Vorderseitenstrang nach kranial. Dieser Strang ist segmental gegliedert, Axone von jeweils höheren Segmenten legen sich medial und ventral an. Er lässt sich nach den verschiedenen Zielen unterteilen: in den Tractus spinothalamicus, der im Thalamus im ventrobasalen Kernkomplex in den posterioren und intralaminären Kernen endet, in den Tractus spinoreticularis, der in der Formatio reticularis des gesamten Hirnstamms endet und in den Tractus spinotectalis, der zum Tectum des Mittelhirns zieht.

**Das Hinterstrangsystem:** Es besteht fast ausschließlich aus den ipsilateral aufsteigenden Axonen niederschwelliger, schnellleitender Mechanorezeptorneuronen der Oberflächen- und Tiefensensibilität. Nur wenige Axone kommen aus den Projektionsneuronen des Hinterhorns. Er ist ebenfalls segmental geschichtet. Die Segmente unterhalb TH7 bilden den Funiculus gracilis, die darüber liegenden den Funiculus cuneatus. Im zervikalen Bereich geht die segmentale Schichtung in eine somatotopische über. Die Hinterstränge enden im Nucleus gracilis bzw. cuneatus. Die rezeptiven Felder dieser Kerne sind durch die Umschichtung der Axone scharf begrenzt. Ihre Axone kreuzen zur Gegenseite und ziehen in der medialen Schleife zu den ventrobasalen und posterioren Kernen des Thalamus. Über das Hinterstrangsystem wird räumlich-zeitliche taktile Diskrimination möglich, es vermag Informationen hoch spezifisch, somatotopisch geschichtet zu übermitteln.

### 2.1.4 Verarbeitung in Thalamus und Kortex

**Thalamus:** Der ventrobasale Kernkomplex des Thalamus ist von herausragender Bedeutung bei der Verarbeitung somatoviszeraler Informationen. Von dort aus werden die Informationen an den somatosensorischen Kortex weitergeleitet. Er ist somatotopisch gegliedert, und es bilden sich Zellgruppen, die Informationen einer Rezeptorart aus einer Körperregion erhalten. Diese haben größere rezeptive Felder als die eines einzelnen Rezeptors und weisen unterschiedliche Empfindlichkeit zwischen Zentrum und Peripherie auf. Das lässt auf unterschiedlich wirksame synaptische Verbindungen schließen. Jede Zellgruppe projiziert über die innere Kapsel auf den somatosensorischen Kortex (SI und SII). Der posteriore Kernkomplex ist nicht somatotopisch gegliedert, seine Zellen haben große rezeptive Felder und erhalten Informationen von Rezeptoren unterschiedlicher Art. Er projiziert auf SII und zum parietalen Assoziationskortex.

**Der somatosensorische Kortex SI:** Hier enden vorwiegend Axone des ventrobasalen Thalamuskernkomplexes. Er ist somatotopisch gegliedert, die kontralaterale Körperhälfte ist komplett, allerdings verzerrt abgebildet. Der Gesichtsbereich wird lateral, die untere Extremität medial widergespiegelt. Die Verzerrungen kommen durch unterschiedliche Innervationsdichte in der Peripherie zustande. SI ist in vier zytoarchitektonisch unterschiedliche Bereiche unterteilt (Area 3a, 3b, 1 und 2 nach Brodmann (siehe Abb. 2)).

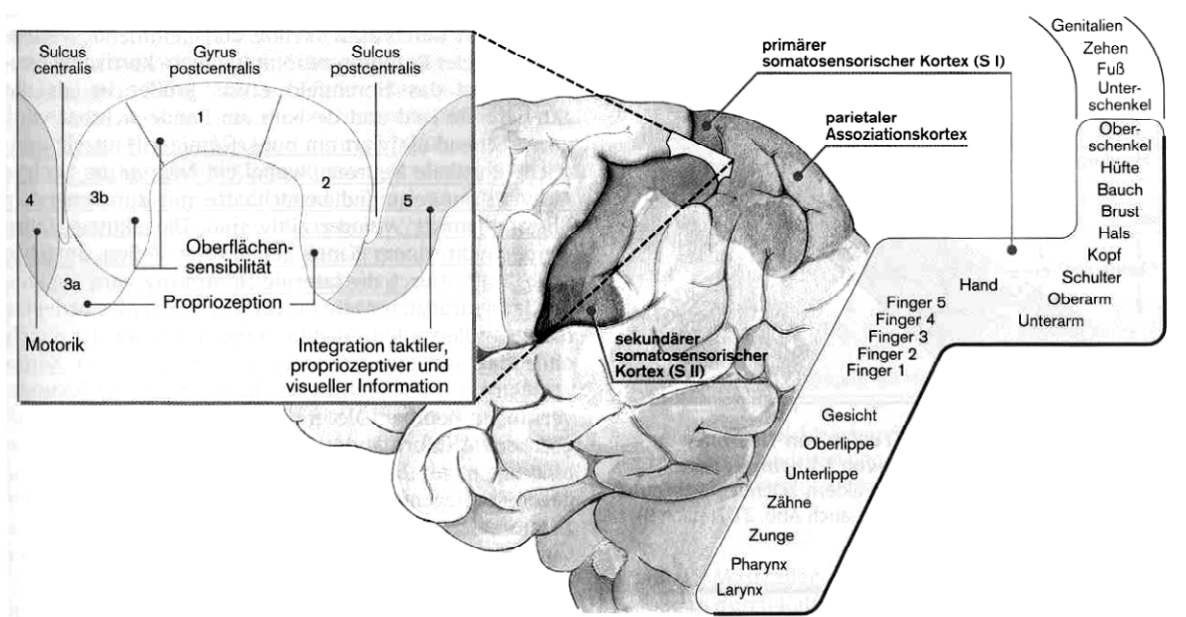


Abb. 2: Lage von SI und SII (Klinke und Silbernagl 2003)

Jeder Bereich erhält jeweils Informationen des ventrobasalen Thalamus und zeigt ein eigenes Abbild der Körperoberfläche. Die Verbindung zu weiteren kortikalen Regionen erfolgt unterschiedlich. Die Neurone in SI können durch Reize gehemmt oder aktiviert werden, die Stärke einer Reizantwort ist von der Frequenz und von der Zahl der aktiven Zellen abhängig. Zellen, die einen Rezeptortyp einer Körperregion repräsentieren, liegen wiederum in einer Gruppe, die säulenförmig durch alle Schichten des Kortex reicht. Die Aufgaben in den einzelnen Schichten sind unterschiedlich. Zellen, deren rezeptive Felder sich nicht überlappen, liegen horizontal etwa 600µm voneinander entfernt. Die rezeptive Feldgröße variiert jedoch sehr stark. So ist sie beispielsweise am Rücken etwa hundertmal größer als an den Fingern. Innerhalb des rezeptiven Feldes nimmt die Empfindlichkeit vom Zentrum zur Peripherie ab. Häufig ist das exzitatorische Feld von einem inhibitorischen Rand umgeben. Dieser entsteht durch viele hemmende und aktivierende Verbindungen von Rezeptorneuronen mit einem kortikalen Neuron, wobei die hemmenden Verbindungen überwiegen und so zu einem größeren Hemmfeld führen. Durch die gehemmten Zellen um das aktive Zentrum entsteht ein erhöhter Kontrast. Durch diese laterale Hemmung wird ein hohes taktils Auflösungsvermögen gewährleistet. Von SI aus werden über kortikokortikale Verbindungen verarbeitete Informationen an andere Areale weitergegeben. Es bestehen Verbindungen zum Motorkortex, zu parietalen Assoziationsfeldern, zu den Areae SI und SII der kontralateralen Hirnhälfte, sowie zu Thalamus, Hinterstrangkernen und Rückenmark. Die Verbindungen zu Thalamus, Hinterstrangkernen und Rückenmark dienen der efferenten Beeinflussung des afferenten Informationsflusses. So ist eine Modulation der afferenten Informationen auf allen Ebenen des ZNS möglich. Dies kann durch afferente Hemmung oder durch deszendierende Hemmung erfolgen. Deszendierende Hemmung kann vor allem den Informationsfluss in Sinnessystemen hemmen, wodurch nicht jeder auf das Sinnesorgan treffende Reiz bewusst wird. Es kann auch die Größe des rezeptiven Feldes eines zentralen Neurons verändert werden. Absteigende Hemmung kann auch als Mechanismus zur Verstärkungskontrolle von Afferenzen gesehen werden (Handwerker, 1995)



### **Der somatosensorische Kortex SII:**

SII ist auch somatotopisch gegliedert, allerdings weniger deutlich als SI (Gesicht vorne, Füße hinten). Es werden außerdem beide Körperhälften abgebildet. Die meisten Zellen besitzen bilaterale rezeptive Felder, und verarbeiten komplexe Eigenschaften wie Bewegungs- und Richtungsselektivität (Klinke und Silbernagl, 2003).

## ***2.2 Aufmerksamkeit***

### **2.2.1 Arousal und ARAS**

Aufmerksamkeit und Arousal sind eng miteinander verbundene multimodale psychologische Prozesse. Die Erregung des somatosensorischen Systems kann durch beide moduliert werden. Während Arousal eine unspezifische Situation der Wachheit und Bereitschaft zur Aufnahme von Reizen bezeichnet, ist Aufmerksamkeit ein Ziel gerichteter Vorgang.

Cohen (1993) geht von einer hierarchischen Anordnung der neuronalen Systeme, die mit Aufmerksamkeitsprozessen befasst sind, auf einer kortikal-subkortikalen Achse aus. Auf der niedrigsten hierarchischen Stufe stehen subkortikale Systeme, wie die mesenzephalische Retikulärformation (MRF) und der Hypothalamus. Sie dienen der Regulation neokortikaler Aktivierung. Dabei wird zwischen einer großflächigen Aktivierung zur Aufrechterhaltung des optimalen tonischen Erregungsniveaus kortikaler Zellverbände (tonische Alertness) und einer phasischen, lokalen Mobilisierung (phasische Alertness bzw. Arousal) zu unterscheiden. Die Verbindungen der MRF zu Basalganglien, Frontalkortex und Hypothalamus werden als allgemeines retikuläres Aktivierungssystem (ARAS) bezeichnet. Das ARAS verstärkt oder schwächt die Weiterleitung motorischer und sensorischer Impulse. Es stellt die physiologische Grundlage des Wachbewußtseins dar und ist somit Voraussetzung für selektive Aufmerksamkeit.

Die phasische Aktivierung bei selektiver Aufmerksamkeit wird vom Thalamus in Verbindung mit MRF, Basalganglien, Frontal- und Parietalkortex realisiert. Der Nucleus reticularis des Thalamus ist Bestandteil des thalamokortikalen Feedback-Kreises, über den Prozesse der Hemmung von Kanälen und selektiver Erregung eines spezifischen Kanals moduliert werden. Der Pulvinar des Thalamus ist ebenfalls an der

Erhöhung der Erregbarkeit v.a. bei visueller Aufmerksamkeitszuwendung im posterior-parietalen Kortex beteiligt (Coull, 1998; Cohen, 1993).

Alle Sinnessysteme unterliegen einer zusätzlichen Verarbeitung durch diese unspezifischen Systeme. Präzise Informationen werden zunächst über die spezifischen Sinnesbahnen geleitet, während über die unspezifischen Systeme Integration und Verhaltensanpassung an die Reize gesteuert werden. Verhaltensanpassung kann in Form von Verhaltensaktivierung oder Aufmerksamkeitszuwendung bestehen (Zimmermann, 1995).

### 2.2.2 Funktionen der Aufmerksamkeit

Aufmerksamkeit ermöglicht eine Wichtung der einströmenden Reize und eine Einordnung in inhaltliche und zeitliche Strukturen. Es findet also eine ständige Selektion der Reize in wichtig und unwichtig statt. Die relevanten Reize werden zur weiteren Verarbeitung geleitet. Die Aufmerksamkeit dient so als Tor für den Informationsfluss im Gehirn (Cohen, 1993). Aufmerksamkeit beinhaltet mehrere verschiedene Subtypen. Sie kann einem Reiz in verschiedenen Formen zugewandt werden.

Aufmerksamkeit wird von Coull (1997) in mindestens vier verschiedene Subtypen untergliedert:

#### 1. Orientierende Aufmerksamkeit (attentional orientation)

Damit wird eine Lenkung der Aufmerksamkeit in eine bestimmte Richtung des Raumes oder auf einen zeitlichen Verlauf beschrieben. Der parietale Kortex spielt dabei eine bedeutende Rolle. So kann nach Läsion des parietalen Kortex einer Seite die Aufmerksamkeit schlechter auf die kontralaterale Seite gelenkt werden (Posner et al., 1984).

#### 2. Selektive oder fokussierte Aufmerksamkeit (selective attention)

Der Unterschied zur orientierenden Aufmerksamkeit besteht in einer Richtung der Aufmerksamkeit auf einen bestimmten Ort oder Stimulus, während andere Lokalisationen, Stimuli oder Eigenschaften eines Objekts ignoriert werden. Es zeigte sich eine Aktivierung in der Aufmerksamkeitsbedingung im dorsolateralen frontalen Kortex und anterioren Gyrus cinguli (Coull et al. 1998)

### 3. Geteilte Aufmerksamkeit (divided attention)

Eine gleichzeitige Verarbeitung mehrerer einströmender Reize bezeichnet Coull (1997) als geteilte Aufmerksamkeit. Dabei wird die Aufmerksamkeit beispielsweise auf Form, Farbe und Geschwindigkeit eines Objekts gerichtet. Diese Art der Aufmerksamkeit zeigt die Grenzen der Verarbeitungskapazität. Kortikale Aktivierung wurde in einer Studie von Corbetta et al. (1991) im anterioren Gyrus cinguli und rechten präfrontalen Kortex festgestellt.

### 4. Dauerhafte Aufmerksamkeit (sustained attention) und Arousal

Dauerhafte Aufmerksamkeit bezeichnet eine Sekunden bis Minuten aufrechterhaltene Aufmerksamkeitssituation. Während dieser Zeit bestehen Aktivitäten vor allem im frontalen und parietalen Kortex, sowie im Thalamus. Die dauerhafte Aufmerksamkeit wird gesteigert durch einen sinkenden allgemeinen Aktivierungszustand (Arousal).

Die räumliche Aufmerksamkeit kann als Komponente aller vier Subtypen gesehen werden.

Die Aufmerksamkeitsleistungen werden direkt oder indirekt von einigen Faktoren beeinflusst, die nicht als Aspekte von Aufmerksamkeit an sich gesehen werden, die aber die Aufmerksamkeit beeinflussen. Hierzu gehören energetische Faktoren wie Arousal, Motivation und Effort (Anstrengung), sowie strukturelle Faktoren, wie Verarbeitungsgeschwindigkeit, Gesamtressourcen, Gedächtniskapazität und räumliche und zeitliche Gegebenheiten (Cohen, 1993). Ob die Aufmerksamkeit aufrechterhalten wird, hängt von motivationalen Einflüssen ab. Eine wichtige Rolle spielt das Gedächtnis. Der Inhalt des Arbeitsgedächtnisses muss abhängig von den sich ändernden Umweltbedingungen ständig aktualisiert werden. Das Aufmerksamkeitsniveau kann angehoben werden oder die Aufmerksamkeit auf einen neuen Stimulus gerichtet werden, falls sich die Umweltbedingungen ändern. Der neue Stimulus wird fokussiert, wenn er als wichtig erachtet wird. Werden mehrere Reize als relevant eingestuft, so können bei genügender Verarbeitungskapazität mehrere Umweltausschnitte verarbeitet werden (geteilte Aufmerksamkeit). Die Reaktionsantwort erfolgt nach Auswahl der passenden Reaktionsmöglichkeit (Reaktionsselektion) und Hemmung unpassender Reaktionen (Reaktionsinhibition). Welche Reaktionsantwort bevorzugt wird, hängt von vielen Faktoren der Aufmerksamkeitskapazität ab (z.B. Arousal, frühere Erfahrungen, Motivation). Das System erhält nach Reaktionsauswahl Rückmeldung über das Ergebnis der Selektion. Dies wirkt sich auf den motivationalen Status aus, auf die

Aufrechterhaltung von Aufmerksamkeit und auf zukünftige Reaktionsselektion (Cohen, 1993).

### 2.2.3 Neuropsychologische Modelle der Aufmerksamkeit

#### Das Aufmerksamkeitsmodell von Posner und Petersen (1990)

Zunächst wird in diesem Modell zwischen einer allgemeinen Aufmerksamkeit (alertness) und einer gerichteten Aufmerksamkeit unterschieden. Eine wichtige Aufmerksamkeitsfunktion ist die Fähigkeit, eine Grundaufmerksamkeit herzustellen und beizubehalten. Das Aufrechterhalten der allgemeinen Aufmerksamkeitssituation (alertness) steht in enger Verbindung mit der Reaktionsgeschwindigkeit auf einen Zielreiz. Allerdings wurde festgestellt, dass auch die Fehlerrate bei erhöhter allgemeiner Aufmerksamkeit steigt. Das Aufmerksamkeitsniveau scheint keinen Einfluss auf die Verarbeitung der Information in sensorischen Systemen oder im Gedächtnis zu zeigen, jedoch auf das Maß der Reaktion auf einen Stimulus (Posner 1978). Anatomisch scheint diese Wachsamkeit vor allem eng mit Funktionen in der rechten Hemisphäre verbunden zu sein, das geht aus Studien mit Patienten mit Läsionen der rechten Hemisphäre hervor. Es wird auch ein Zusammenhang mit dem Noradrenalinssystem des Gehirns z.B. im Locus Coeruleus diskutiert. Im Modell von Posner und Petersen werden 2 verschiedene Subsysteme der Aufmerksamkeit dargestellt: das posteriore Aufmerksamkeitssystem und das anteriore Aufmerksamkeitssystem. Beide Systeme basieren auf dem Aufrechterhalten eines allgemeinen Aufmerksamkeitszustandes. Die Systeme stehen unter einander in Verbindung.

Das posteriore Aufmerksamkeitssystem liegt im posterioren Parietallappen, im lateralen Pulvinar des posterolateralen Thalamus und in den Colliculi superiores. Durch Untersuchungen an Tieren, an Hirnläsionen und mit Hilfe bildgebender Verfahren in diesen Bereichen wird eine Hypothese zur Verschaltung beispielsweise visueller Aufmerksamkeitszuwendung ermöglicht. Der Parietallappen wendet die Aufmerksamkeit auf ein neues Ereignis der Umwelt, im Mittelhirnbereich erfolgt die Einordnung als Zielreiz.

Das anteriore Aufmerksamkeitssystem ist für bewusste Steuerung von Aufmerksamkeit verantwortlich. Anatomisch ist es in der medialen präfrontalen Region, dem anterioren Gyrus cinguli, Hippocampus und den Basalganglien lokalisiert. Durch hemmende oder aktivierende Wirkung auf andere Hirnregionen kann dieses System Aufmerksamkeit steuern. Es besitzt auch Kontrollfunktion, indem wichtigere Informationen bevorzugt verarbeitet und die dafür benötigten Areale aktiviert werden. Für die Auswahl der Priorität von Informationen ist die Zusammenarbeit mit allen sensorischen und motorischen Systemen notwendig sowie der Informationsaustausch mit motivationalen und Gedächtnissystemen. Möglicherweise kann eine Dominanz des anterioren Systems über das posteriore System abgeleitet werden.

#### Das Aufmerksamkeitsmodell von Mesulam (1998)

Mesulam geht von einem Arousal System aus. Die sensorische Repräsentation der Umgebung soll nach Mesulam eine Funktion parietaler Regionen sein, die motorische Komponente der Aufmerksamkeit in lateral frontalen Regionen um die frontalen Augenfelder lokalisiert sein. Für die motivationale Bedeutung des Reizes für das Subjekt ist der anteriore Gyrus cinguli von Bedeutung. Zwischen den genannten Strukturen, parietal, anterior und cingulär gibt es Wechselwirkungen. Die sensorische Repräsentation in den parietalen Regionen ist so beispielsweise Grundlage für die Koordination von explorativen Bewegungen. Aus diesen Bewegungen werden Informationen gewonnen, die sich wiederum auf die sensorische Repräsentation auswirken. Motivationale Vorgänge greifen direkt in die vorher genannten Prozesse ein. Für die räumliche Aufmerksamkeit sind nach Mesulam ebenfalls die parietalen und cingulären Strukturen von Bedeutung. Dies deckt sich mit dem Modell von Posner und Petersen. Auch die Bedeutung des Gyrus cinguli für die Target-Entdeckung kann mit der Bedeutung der cingulären Strukturen für die motivationale Bedeutungsgebung in Einklang gebracht werden. Der Prozess der Target-Entdeckung wird allerdings von Mesulam in motivationale Betonung und motorische Antwort unterteilt.

### ***2.3 Methoden zur Erfassung der Hirnaktivität***

Die Methoden unterscheiden sich zunächst durch Invasivität. Invasive Methoden sind z.B. Positronenemissionstomographie (**PET**) und Single-Photon-Emissions-Computertomographie (**SPECT**). Es werden radioaktive Tracer injiziert und die Darstellung der Radioaktivitätsverteilung erfolgt schichtweise. Durch sie können metabolische Vorgänge im Gehirn lokalisiert werden. Es können nicht nur kortikale Vorgänge, sondern auch subkortikale Areale dargestellt werden. Die zeitliche Auflösung dieser Methoden ist allerdings gering, so sind sie zur Untersuchung zeitlicher Zusammenhänge weniger geeignet. Außerdem sind die Patienten bzw. Probanden auch radioaktiven Substanzen ausgesetzt. Eine nicht-invasive Methode ohne Strahlenbelastung ist die funktionelle Kernspintomographie (functional magnetic resonance imaging, **fMRI**). Sie nutzt den Effekt der minimalen messbaren Signalintensitätsunterschiede zwischen oxygeniertem und desoxygeniertem Blut, die mit aufwändigen Meßmethoden und Nachbearbeitung der Daten dargestellt werden können. Das Verfahren ermöglicht mit mittlerer zeitlicher Auflösung (7...12sec) und hoher räumlicher Auflösung (ca.3mm) die Analyse motorischer und sensorischer Funktionen und komplexer neuropsychologischer Leistungen.

Magnetenzephalographie (**MEG**) und Elektroenzephalographie (**EEG**) sind ebenfalls nicht-invasive Methoden zur Erfassung der Hirnaktivität. Beide Methoden können Signale im Millisekundenbereich messen. Die gemessenen Signale haben ihren Ursprung in Fluktuationen des Ruhemembranpotentials des Dendritenbaumes von kortikalen Neuronen, die durch EPSPs (exzitatorische postsynaptische Potentiale) bzw. IPSPs (inhibitorische postsynaptische Potentiale) ausgelöst werden (Rose und Duclaux-Soares, 1990). Das EEG misst elektrische Potentialdifferenzen an der Außenfläche des Kopfes. Sie entstehen durch extrazelluläre Ionenströme, die durch das Hirn, über die Hirnhäute und Knochen zur Haut weitergeleitet werden. Die unterschiedlichen Schichten zeigen eine unterschiedliche Leitfähigkeit, was bei den Berechnungen der Potentialdifferenzen beim EEG berücksichtigt werden muss, beim MEG jedoch vernachlässigt werden kann. Das EEG erfasst alle Dipole unabhängig, in welche Richtung sie zeigen, wobei radiale Dipole besser erfasst werden. Das MEG dagegen erfasst vor allem tangentielle Dipole bzw. tangentielle Komponenten von Dipolen. Das MEG stellt also die Aktivitäten an den Einfaltungen des Kortex, das EEG die Aktivität

an der Kortexoberfläche besser dar (Poeck und Hacke, 2001). So können diese Untersuchungen ergänzende Aussagen über Lokalisation und strukturelle Organisation kortikaler Quellen machen. Die Funktionsweise des MEG wird unter 2.4 näher erläutert.

## **2.4 Das MEG**

### **2.4.1 Ursprung neuronaler Felder**

Die Grundstruktur des Neokortex ist stets gleich. Die Dendriten der Pyramidenzellen liegen oben als Schicht I und II, die Zellkörper unten, Schicht III und IV und V. Diese senkrechte, parallele Ausrichtung führt zu einer Summierung der intrazellulären Ströme an den Zellen, die ein weiter entfernt registrierbares magnetisches Feld bewirkt. Eine Möglichkeit der theoretischen Beschreibung der Potentiale und Felder ist das Dipolmodell (siehe Kap. 2.5). Es ist am besten geeignet für fokale, also sehr kleine aktivierte kortikale Felder.

Zwischen den Neuronen werden Informationen durch Aktionspotentiale weitergegeben. Die Weitergabe von einer Zelle zur nächsten erfolgt an Synapsen. Ein Aktionspotential depolarisiert die präsynaptische Endigung eines Neurons. Die Endigung schüttet einen Neurotransmitter aus, der über den synaptischen Spalt zu benachbarten Zellen diffundiert. An der postsynaptischen Membran bindet der Transmitter an Rezeptoren, die dadurch eine Öffnung von Ionenkanälen bewirken. Der Transmitter bewirkt an der anderen Zelle eine Änderung der Leitfähigkeit der Zellmembran. Dadurch können EPSPs oder IPSPs entstehen. Für die Magnetenzephalographie sind vor allem die EPSPs von Bedeutung, da die inhibitorischen Ströme wahrscheinlich kaum die Messung von Potentialen beeinflussen. Die pro Zeiteinheit fließenden Ströme der IPSPs sind viel kleiner als die der EPSPs. Durch sich summierende Potentiale am Dendriten eines Neurons entsteht im Soma ein Potential, das bei entsprechender Stärke ein Aktionspotential auslöst, was zu einem intrazellulären Ionenstrom führt.

Tritt diese Aktivierung in einem sehr kleinen Gebiet auf, können diese Phänomene physikalisch durch elektrische Dipolmodelle beschrieben werden. Ein Dipol repräsentiert die postsynaptische synchrone Aktivität mehrerer tausend Neuronen im Bereich weniger Millimeter (Birbaumer und Schmidt, 2003).

### 2.4.2 Biomagnetische Felder

Biomagnetische Felder sind extrem schwach im Vergleich zum Magnetfeld der Erde (siehe Abb. 3). Sie liegen im Bereich von Picotesla (pT) und Femtotesla (fT) bei Frequenzen von  $< 1$  Hertz (Hz) bis zu Kilohertz. Die stärksten biomagnetischen Felder werden von Herz- und Skelettmuskulatur generiert. Neuromagnetische Felder sind viel schwächer. Sensibel, akustisch oder visuell evozierte Felder liegen im Bereich von einigen zehn bis hundert fT. Die durch Umwelt oder beispielsweise durch Verkehr hervorgerufenen magnetischen Störfelder sind etwa 100000-mal stärker als die zu messenden Signale. Daher ist die Messung biomagnetischer Felder nur in speziell abgeschirmten Kammern mit extrem sensitiven Messgeräten möglich.

Um den Einfluss von Störquellen möglichst gering zu halten, gibt es zwei Möglichkeiten:

- die passive Abschirmung der Messkammer durch magnetische Schilde mit einer 100 bis 1000fachen Störungsunterdrückung
- die Verwendung spezieller Antennen (Gradiometer), die eine aktive Unterdrückung der Störgrößen um den Faktor 100 bis 1000 ermöglichen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden sowohl Abschirmung der Messkammer als auch Antennen zur Minimierung von Störgrößen verwendet.



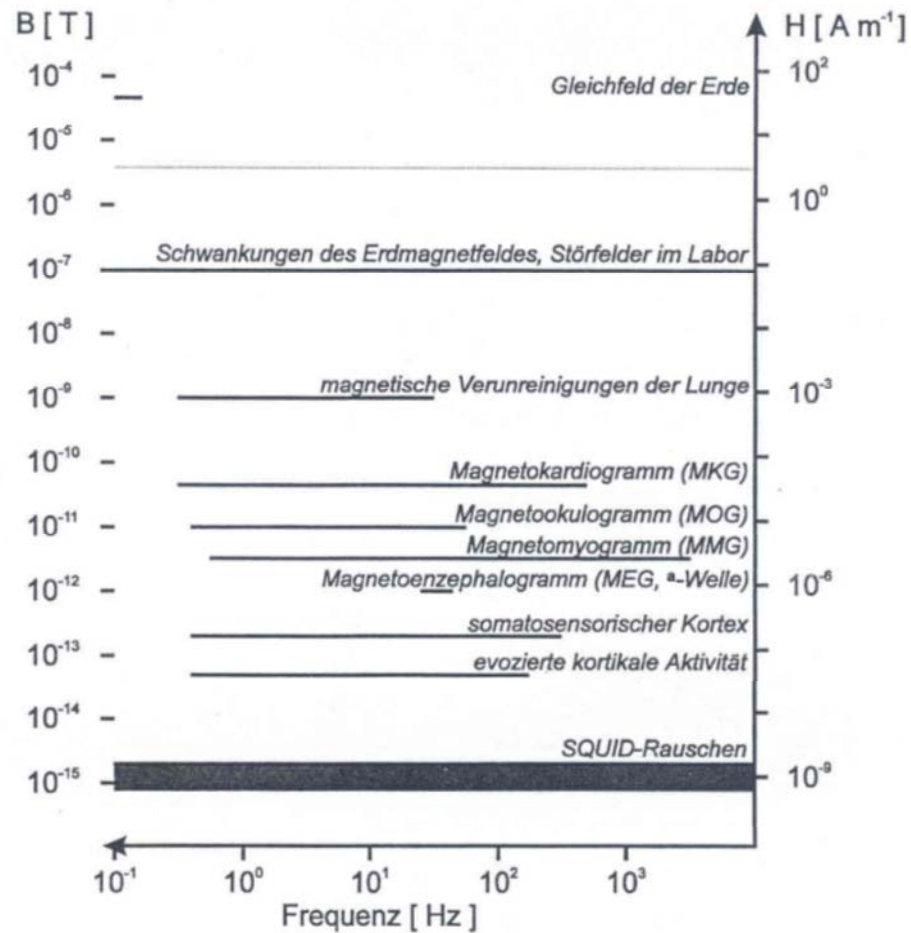


Abb. 3: Größenordnung biomagnetischer Signale

### 2.4.3 Messtechnik

Zur Messung der sehr schwachen magnetischen Felder diene ein SQUID (Superconducting QUantum Interference Device) –Magnetometer (siehe Abb. 4). Es besteht aus Antennenspulen, Einkoppelspule, SQUID-Sensor und der Steuerelektronik. Der SQUID-Sensor ist durch den nur bei Supraleitung auftretenden Josephson-Effekt zur Messung der geringen Signalstärken in der Lage. Die zur Supraleitung benötigte Kühlung wird durch flüssiges Helium ( $-269^{\circ}C$ ) realisiert. Auch die Antennenspulen sind supraleitend. Sobald ein magnetisches Feld die Antennenspule durchdringt, fließt ein Abschirmstrom durch die Spule. Eine zweite supraleitende Spule (Einkoppelspule) transformiert diesen elektrischen Strom in einen magnetischen Fluss. Die

Einkoppelspule liegt dicht vor dem SQUID-Sensor, der die Messung extrem kleiner Variationen im magnetischen Fluss ermöglicht (Williamson und Kaufman, 1987).

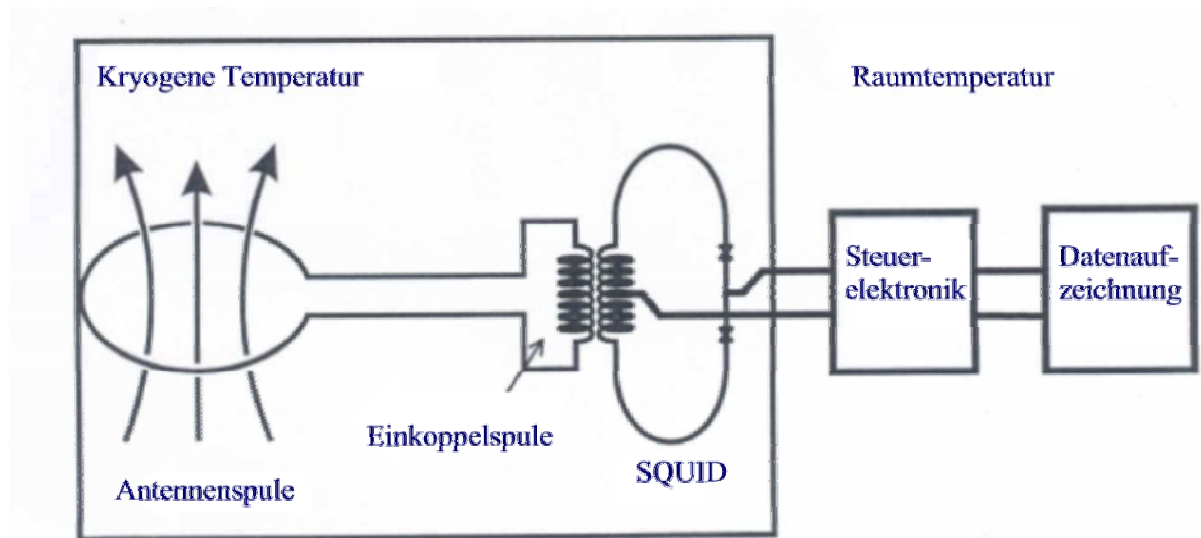


Abb.4: SQUID-Magnetometer nach Fagaly (1990)

#### 2.4.4 Anwendung

Das MEG ist im Vergleich zum EEG eine relativ neue Methode, mit der Vorgänge im zentralen Nervensystem untersucht werden können. Bisher gibt es allerdings nur wenige Zentren, die diese aufwändige Messmethode nutzen. Klinisch wird das MEG hauptsächlich zum Mapping von Hirnstrukturen vor chirurgischen Eingriffen und in der Epilepsiediagnostik routinemäßig eingesetzt. Eine mögliche weitere Anwendung besteht in der Pränataldiagnostik. Hauptsächlich wird das MEG zu Grundlagenforschung kortikaler Prozesse herangezogen (Haueisen, 2002).

### 2.5 Grundlagen der Quellenrekonstruktion

#### 1. Quellenmodelle

Magnetische Felder entstehen durch intrazelluläre Ströme von Neuronen, vor allem Pyramidenzellen. Das einfachste Modell für MEG-Studien zur Beschreibung dieser Ströme ist das Strom-Dipol-Modell. Der gefundene Dipol an einem bestimmten

Zeitpunkt repräsentiert Ort, Orientierung und Stärke des Stromflusses im aktivierten Kortexareal. Eine genaue Quellenlokalisierung unter Einbeziehung anatomischer Strukturen kann durch MRI und MEG erfolgen. Die relative Quellenlokalisierung unter Berücksichtigung sensorischer Projektionsareale kann mit Hilfe evozierter Potentiale und evozierter Felder erfolgen (Forss, 1995). Als Reaktion auf einen einzelnen Stimulus sind eventuell mehrere Hirnbereiche gleichzeitig aktiviert, und ein Ein-Dipol-Modell reicht nicht aus. Daher werden oft Multidipolmodelle benötigt, um die Felder zu interpretieren. Entsprechend der Hypothese kann zwischen der Verwendung eines „Moving Dipole“, „Rotating Dipol“ oder „Fixed Dipole“ ausgewählt werden. Der „Moving Dipole“ ändert im Zeitverlauf Lokalisation, Richtung und Stärke, dieser wurde in der vorliegenden Studie angewendet. Der „Rotating Dipol“ kann seine Richtung und Stärke, jedoch nicht den Ort ändern, während der „Fixed Dipole“ nur seine Stärke ändern kann.

Ein weiteres Quellenmodell stellt die Stromdichte dar. Sie ist eine Verteilungsfunktion von Dipolen auf vorgegebenen Rekonstruktionsstützzellen. Pro Rekonstruktionsstützzelle wird ein Dipol für einen bestimmten Zeitpunkt errechnet.

## **2. Volumenleitermodelle**

Diese Modelle werden benutzt, um die leitfähigen Strukturen des Kopfes zu berücksichtigen, aber auch einzugrenzen. Extrazelluläre Ströme rufen ebenso wie intrazelluläre Ströme magnetische Felder hervor, deren Einfluss bei der Quellenrekonstruktion herausgerechnet werden muss (Forss et al., 1995). Als Modell kamen zunächst analytische Volumenleitermodelle (z.B. Kugelmodelle) zur Anwendung. Diese Modelle sind an die Geometrie des menschlichen Gehirns angepasst, geben jedoch nicht die realistische Form wieder. Daher existieren zur genaueren Quellenlokalisierung realistische Volumenleitermodelle z.B. BEM (boundary element model). Sie sind in der Berechnung wesentlich komplexer, jedoch mit modernen Computern und aktueller Software zu bewältigen. Diese Methode birgt numerische Ungenauigkeiten in sich, zeigt jedoch gegenüber den analytischen Modellen in vergleichenden Studien einen klaren Vorteil in der Genauigkeit der Quellenlokalisierung (Haueisen et al., 1997). Für Messungen im Frontal- und Temporallappen ergeben sich durch realistische Volumenleitermodelle präzisere Ergebnisse (Romani, 1990). In unserer Studie wurde als Volumenleiter ein Kugelmodell

gewählt, da die Messungen den Parietallappen betrafen und sich für diesen Bereich Kugelmodelle als ausreichend erwiesen haben (Ducla-Soares , 1990; Forss ,1995).

## ***2.6 Aufmerksamkeitsmodulation bei evozierten Potentialen***

### **2.6.1 Anwendungsgebiete evozierter Potentiale**

Evozierte Potentiale (EP) sind elektrische oder magnetische Signale im zentralen Nervensystem, die nach Stimulation eines peripheren Nerven auftreten. Die Stimulation kann visuell, akustisch oder mechanisch bzw. elektrisch erfolgen. Auditorisch, visuell und somatosensibel evozierte Potentiale werden in der klinischen Routine zur Erkennung von Störungen in der Reizleitung angewendet. Diese Störungen können praktisch überall zwischen peripherem Nerv und somatosensorischem Kortex liegen. EP sind außerdem von besonderem Interesse im Bereich physiologischer Vorgänge der Reizverarbeitung. So kann durch EP die Latenz des Beginns einer Reizantwort, die Latenz zwischen einzelnen Komponenten, die Morphologie und die Verteilung von Komponenten beschrieben werden. Die EP können durch EEG oder MEG über dem Bereich der aktivierten Kortexareale erfasst werden.

Somatosensibel evozierte Potentiale (SEP) und somatosensibel evozierte Felder (SEF) zeigen den zeitlichen und räumlichen Ablauf der Aktivierung von Strukturen im ZNS nach (z.B. elektrischer) Reizung an peripheren Nerven. Häufig wird der Nervus medianus am Handgelenk elektrisch gereizt. Jedoch ist eine Reizung auch am N. peroneus, N. tibialis posterior oder N. ulnaris möglich. Eine andere Methode zur Auslösung von SEP stellt eine taktile Reizung mittels BTI-Stimulator dar, bei der sich durch Luftdruck eine Membran bewegt, die den Berührungsreiz vermittelt . Absolute Latenzen der SEP und SEF variieren je nach Ort der Nervenreizung und somit Länge des Verarbeitungswegs (z.B. längere Nervenbahnen des N. peroneus im Vergleich zum N. medianus). Durch SEP und SEF lassen sich die funktionelle und physiologische Organisation des somatosensorischen Systems untersuchen. Dies wird klinisch genutzt, um Störungen der Reizleitung und frühen kortikalen Verarbeitung zu erkennen. Amplituden der SEP können individuell unterschiedlich sein, daher werden in der klinischen Anwendung meist Unterschiede der Latenzen untersucht.

Um SEP und SEF in der Reizantwort von Störungen abgrenzen zu können, sind viele

Messungen und eine Signalmittelung nötig. Eine Artefaktunterdrückung wird verwendet, um Epochen mit außergewöhnlich starkem Rauschen zu entfernen. Bei kleinen Amplituden werden Filter eingesetzt. Bei der Wahl der Filter muss ein Kompromiss zwischen Verringerung einer Überlagerung der SEP durch Störfaktoren und einer Erhaltung des eigentlichen Signals gefunden werden (siehe Kap. 3.4.1).

## 2.6.2 Einfluß der Aufmerksamkeit im visuellen und auditorischen System

### Visuelles System

Im visuellen System wurde eine Aufmerksamkeitsmodulation zu verschiedenen Zeitpunkten nachgewiesen. Mangun et al. (1993) konnten eine Modulation durch selektive Aufmerksamkeit im visuellen System zeigen, wobei Modulation in diesem Fall einen Anstieg der Amplitude unter aktiver Aufmerksamkeit bedeutete. Laut Mangun fand die früheste Modulation bei 70-90ms statt, bei einer Latenz von 50-60ms ergab sich keine Amplitudenänderung. Dies deckt sich mit Arbeiten von Corbetta (1991) und Colby (1991), die auch keine Beeinflussung der frühen Reizantwort im primär visuellen Kortex nachwiesen. Allerdings wurden in jüngeren Arbeiten Änderungen im primär visuellen Kortex mittels fMRI-Messungen dargestellt (Watanabe et al., 1998). Auch Wörgötter et al. (1998) und Yeshurun und Carrasco (1998) stellten eine Änderung im primär visuellen Kortex durch selektive Aufmerksamkeit fest. In einer Studie von Watanabe et al. (1998) wurde die Frage aufgeworfen, ob eine Beeinflussung des primär visuellen Kortex nur erfolgt, wenn die Aufgabe es erfordert.

### Auditorisches System

In den 70er und 80er Jahren wurden einige Studien zu Aufmerksamkeitseinflüssen im auditorischen Bereich durchgeführt. Hier soll als Beispiel ein Studiendesign von Hillyard et al. (1973) vorgestellt werden:

Hillyard et al. entwickelten ein Modell, in dem die Probanden in einem Teil der Messungen ihre Aufmerksamkeit auf das rechte Ohr lenken sollten, im anderen auf das linke Ohr. In beiden Ohren waren Folgen von Tönen zu hören, jeweils in unterschiedlicher Tonhöhe für jedes Ohr. Die Aufmerksamkeit wurde auf ein Ohr gerichtet. Dabei wurden Töne in häufig auftretender relativ großer Lautstärke und Töne seltener auftretender leicht kleinerer Lautstärke differenziert. Die Töne mit geringerer

Dezibelzahl waren als Zielreize definiert. So konnte davon ausgegangen werden, dass sich der Proband auf Targets wie auch Non-Targets im beachteten Ohr konzentrierte, um die schwierige Diskrimination der Lautstärken zu realisieren, und er währenddessen relativ leicht das andere Ohr ignorieren konnte. Dann wurden die Seiten gewechselt. Non-Targets eines Ohres wurden bei beiden Bedingungen auf einem Ohr verglichen, um Effekte der unterschiedlichen Weiterleitung in den Ohren zu vermeiden. Mittels EEG erfolgte eine Messung der akustisch evozierten Potentiale.

Die Ergebnisse zeigten einen Amplitudenanstieg bei den evozierten Potentialen, die auf Reize des beachteten Ohres folgten. Dabei war dieser Effekt unabhängig davon, ob es sich um einen Zielreiz (in diesem Falle leiseren Ton) handelte. Die ersten Beeinflussungen zeigten sich bei 60-70ms nach Stimulusapplikation, was für eine frühe Beeinflussung der kortikalen Verarbeitung durch Aufmerksamkeit sprach.

Woldorff et al. modifizierten dieses Studiendesign (1993, 1987), indem sie zum Beispiel sehr schnelle Folgen von Tönen präsentierten, und konnten eine Beeinflussung der auditorischen Signale durch Aufmerksamkeit bei 20ms-50ms nach Stimulation nachweisen. Die erste nachweisbare Komponente bei auditorisch evozierten Potentialen liegt bei einer Latenz von 10ms. Diese Komponente spiegelt die Verschaltung der Reize im Hirnstamm wider und wurde nicht beeinflusst. So werden möglicherweise die ersten kortikalen Reaktionen oder die Übertragung vom Thalamus auf den Kortex durch Aufmerksamkeit moduliert.

Daher wird von Woldorff et al. (1993) von einem Mechanismus der frühen Selektion der auditorischen Signale schon vor oder zu sehr frühen Zeitpunkten der kortikalen Verarbeitungsprozesse ausgegangen.

### 2.6.3 Einfluß der Aufmerksamkeit im somatosensorischen System

Ziel vieler SEP-Studien war die Lokalisation aktiver Bereiche im ZNS während somatosensibler Stimulation. Weiterhin wurden Einflüsse auf die Verarbeitung durch spezielle Bedingungen untersucht (z.B. Einfluss des Arbeitsgedächtnisses oder selektiver Aufmerksamkeit).

Für das somatosensorische System sind die Effekte selektiver Aufmerksamkeit weniger eindeutig als für das visuelle oder auditorische System. In bisherigen Studien wurden hauptsächlich räumliche Aufmerksamkeitsbedingungen genutzt. Dabei wurden

verschiedene Finger oder Nerven stimuliert, wobei die Reizung eines vorher definierten Reizortes den Zielreiz darstellte (Maugière et al., 1997b, Garcia-Larrea et al., 1995, Hari et al., 1990, Desmedt und Tomberg, 1989).

Methodisch wurden meist die Unterschiede einer aktiven Bedingung (z.B. Zählen der Stimuli) und einer passiven Bedingung (z.B. Lesen eines Buches) zum Nachweis eines Aufmerksamkeitseinflusses genutzt (Maugière et al., 1997b, Mima et al. 1998).

Das Kortexareal SI zeigte sich in diesen Studien als die kortikale somatosensorische Area, die mit der kürzesten Latenz antwortet. Das erste Signal in SI bei Reizung des Nervus medianus ist 20ms nach Stimulation erfassbar. Latenzen im Bereich von 100-120ms wurden als erste Antworten aus SII identifiziert. Signale mit dem Ursprung in SII zeigten eine deutliche Variabilität zwischen verschiedenen Probanden, während die Aktivierung in SI interindividuell stabil war. Weitere Aktivierungen nach elektrischer Reizung ergaben sich im frontalen und posterior parietalen Kortex. Forss et al. (1996) konnten erstmals eine Aktivierung im mesialen Kortex während einer Aufmerksamkeitsaufgabe nachweisen.

Als problematisch ist das in vielen Studien verwendete oddball-Paradigma zu sehen (Hari et al., 1993, Forss et al., 1995, Mima et al. 1998). Bei diesem Paradigma treten Zielreize selten auf, wodurch es zu unterschiedlich langen Interstimulusintervallen (ISI) kommt. Die Länge der ISI ist jedoch von entscheidender Bedeutung für die Amplitudengröße des Signals (Jousmäki und Forss, 1998). Man versucht möglichst kleine ISI zu verwenden, um viele Reizantworten in kurzer Zeit mitteln zu können. Als angemessene Länge ergab sich ein ISI zwischen ein und zwei Sekunden (Mertens und Lütkenhöner, 1999). Längere ISI führten jedoch bei Forss et al. (1995) zu deutlich höheren Signalen. In der vorliegenden Studie wurden durch randomisierte ISI von 0,4-0,9HZ bei elektrischer Reizung ausreichend hohe Amplituden erreicht.

Auch die Stimulusintensität beeinflusst die Signalstärke wesentlich, wobei eine höhere Signalstärke mit höheren Amplituden der Reizantwort korreliert (Mima et al., 1998). Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Stimulusintensität lag bei 6,2-8,4mA.

Im Folgenden werden einige Studien vorgestellt, die von grundlegendem Interesse für die vorliegende Studie sind. In diesen Überblick wurden nur Studien aufgenommen, bei denen die Magentenzephalographie als Meßmethode eingesetzt wurde.

Eine Studie von Mima et al. (1998) arbeitete mit elektrischen Reizen unterschiedlicher Intensität am Handgelenk. Als Zielreiz waren die jeweils selten vorkommenden Reize (in einer Bedingung die schwachen Reize in einer anderen die starken Reize) definiert

(oddball-Paradigma). In der aktiven Bedingung sollten die seltenen Reize gezählt werden, in der passiven Bedingung wurde ein selbst gewähltes Video angesehen.

In SI generierte Signale wurden in dieser Studie von der Stimulusintensität und -häufigkeit, jedoch nicht von der Bedingung der Aufmerksamkeit beeinflusst. Selten auftretende Stimuli riefen in SI in beiden Bedingungen eine größere Amplitude hervor, was in dieser Studie als Einfluss passiver Aufmerksamkeit bezeichnet wird. Aktive Aufmerksamkeit zeigte lediglich in SII eine Amplitudenzunahme der Signale.

Maugière et al. (1997b) boten elektrische Stimuli an N. medianus und N. ulnaris dar. In einer Bedingung sollten die Probanden die Aufmerksamkeit auf visuelle Stimuli (Kreuze auf einem Bildschirm) lenken und dabei Auslassungen der elektrischen Impulse zählen, die mit Ausnahme der Auslassungen mit konstantem ISI erfolgten. In weiteren Untersuchungsbedingungen wurden statt der ausgelassenen Stimuli Reize im Bereich des N. ulnaris appliziert oder nur Medianusreize mit randomisiertem ISI in der gleichen Länge wie zuvor bei den ausgelassenen Stimulationen dargeboten.

Als Ergebnis konnten vier aktive kortikale Bereiche nach Stimulation nachgewiesen werden: SI kontralateral, SII bilateral, posterior parietale und frontale Bereiche jeweils bilateral. Im zeitlichen Ablauf wurde zunächst SI, darauf folgend SII, danach posterior parietale Bereiche und zuletzt die frontale Region aktiviert. SI und SII zeigten im Bezug auf die Dipolstärke die stärkste Aktivität. Eine Beeinflussung durch räumliche Aufmerksamkeit konnte in SI nicht nachgewiesen werden. In der aktiven Bedingung wurden tendenziell kleinere Amplituden der Reizantwort im Vergleich zur passiven Bedingung in SI gefunden.

Im biomagnetischen Zentrum Jena wurde durch Karlowsky (1999) eine Studie durchgeführt, bei der mittels taktilem Stimulator (BTI) an Zeigefinger und kleinem Finger der rechten Hand Reize appliziert wurden. Diese Arbeit ist für die vorliegende Untersuchung von besonderer Bedeutung. In einer Aufmerksamkeitsbedingung wurde die Konzentration auf die gereizten Finger gelenkt und wiederholt an einem Finger auftretende Reize waren als Targets definiert, bei deren Auftreten mit der linken Hand ein pneumatisches Bällchen gedrückt wurde. Währenddessen leuchteten vier verschiedenfarbige Leuchtdioden abwechselnd auf, die zu ignorieren waren. In einer zweiten Bedingung wurde die Aufmerksamkeit auf die Leuchtdioden gerichtet und das gleichzeitige Aufleuchten von zwei Dioden wurde als Target definiert. Bei Auftreten eines Targets wurde ein pneumatisches Bällchen gedrückt. Die taktilen Reize wurden in dieser Zeit ignoriert. Die ISI wurden konstant gehalten (1s für die taktilen Reize, 1,7s



für die visuellen Reize), die Reize wurden randomisiert dargeboten. Ausgewertet wurde eine Komponente um 83ms nach Stimulusapplikation (35ms Verzögerung durch Übertragungswert der Luft eingerechnet). Diese Studie konnte eine signifikante Abnahme von Signalstärken der SEF in der Aufmerksamkeitsbedingung für die taktile Stimulation nachweisen, wobei diese Modulation zu einem frühen Zeitpunkt der Reizverarbeitung in SI stattfand. Reizantworten, die nach Targets auftraten zeigten in der Ablenkungsbedingung kleinere Amplituden.

Diese widersprüchlichen Studienergebnisse zeigen die noch offene Diskussion über den Einfluss von Aufmerksamkeit auf die frühe Reizverarbeitung im somatosensorischen Kortex. Die unterschiedlichen Ergebnisse könnten auf kleine sich unterscheidende Details in den Paradigmen zurückzuführen sein. Der sich daraus ergebende Klärungsbedarf wurde mit der vorliegenden Studie aufgegriffen.

Ziel der Arbeit war ein Nachweis einer Modulation der frühen Reizantwort im primär somatosensorischen Kortex durch selektive Aufmerksamkeit unter den in Kapitel 3 ausführlich erläuterten Versuchsbedingungen und eine Bestätigung der in einer vorherigen Studie bei taktiler Stimulation gefundenen Ergebnisse mittels elektrischer Reizung. Eine geringere zeitliche Vorhersagbarkeit des jeweils folgenden Reizes wurde durch randomisierte Interstimulusintervalle realisiert.

## **2.7 Hypothesen**

In Anlehnung an die Studie von Karlowsky (1999), die bei taktiler Stimulation einen Einfluss selektiver Aufmerksamkeit feststellen konnte, wurde folgende Hypothese aufgestellt:

1. Bei selektiver Aufmerksamkeit auf die elektrische Reizung an Zeigefinger und kleinem Finger zeigt sich eine Modulation früher Komponenten der Reizantwort im primär somatosensorischen Kortex im Vergleich zur Ablenkungsbedingung.

Dieser Einfluss selektiver Aufmerksamkeit zeigte sich bei Karlowsky (1999) in einer Abnahme der Signalstärken, was durch laterale Inhibition erklärt wurde. Daraus wurde die zweite Hypothese entwickelt:

2. Der Einfluss selektiver Aufmerksamkeit im primär somatosensorischen Kortex besteht in einer Abnahme der Signalstärken unter selektiver Aufmerksamkeit.

Zusätzlich bestand die Annahme, dass Reizantworten, die nach Zielreizen folgen, aufgrund des kürzeren Interstimulusintervalls eine geringere Amplitude zeigen (Forss 1995, Maudière 1997b). Daher lautete eine weitere Hypothese:

3. Auf Non-Targets folgen in beiden Bedingungen auf Grund der längeren Interstimulusintervalle Reizantworten mit höherer Amplitude als auf Targets.

## 3 Material und Methoden

### 3.1 Stichprobe

In die Studie wurden 14 freiwillige bezahlte Probandinnen im Alter zwischen 20 und 28 Jahren eingeschlossen. Alle Teilnehmerinnen waren rechtshändig. Bei den Probandinnen waren zum Zeitpunkt der Messung keine neurologischen Störungen bekannt. Vor der Messung wurden die Probandinnen über den Ablauf der Messung informiert. Die Aufgabe wurde erklärt und kurz geprobt. Die Teilnehmerinnen waren dazu angehalten, so wenig Fehler wie möglich zu machen. Die Probandinnen erhielten einen Bonus, der sich bei geringerer Fehlerzahl erhöhte.

Im Vorfeld der Messung wurde ein D2-Test am Computer durchgeführt, um mögliche Aufmerksamkeitsdefizite zu erkennen. Alle Testpersonen boten durchschnittliche Werte. Bei 4 Probandinnen zeigten sich die Messungen durch Artefakte und Rauschen gestört, so dass sie nicht in die Datenauswertung einbezogen wurden.

### 3.2 Versuchsablauf

**MRT:** Vor der MEG-Messung wurde von jeder Versuchsperson ein Magnetresonanztomogramm erstellt, um später einen Volumenleiter zu modellieren und die lokalisierten Quellen in die Anatomie des Kopfes projizieren zu können. Die Position Cz wurde durch eine Kontrast gebende Markierung (Vitamin E-Kapsel) gekennzeichnet. Die Aufnahme wurde mit einem 1.5T GYROSCAN (Philips, Hamburg) vorgenommen, der den gesamten Kopf durch 256 Sagittalschnitte von 1mm Dicke mit einer Matrix von 256x256 abbildet. Die räumliche Auflösung beträgt damit 1mm<sup>3</sup>.

**Technik der MEG-Messung:** Die Messungen wurden in einer magnetisch abgeschirmten Kammer des biomagnetischen Zentrums Jena durchgeführt, um Störungen durch das Magnetfeld der Erde, Störungen durch Verkehr usw. soweit wie möglich zu minimieren. Die Versuchspersonen mussten alle metallischen Gegenstände ablegen, da in der Kammer befindliches ferromagnetisches Material zu Verzerrung der

Feldlinien führt. Die Messung der schwachen magnetischen Felder über dem Kopf wurde mit supraleitenden Sensoren, so genannten SQUIDs durchgeführt. Diese werden in mit flüssigem Helium gefüllten Behältern (Kryostaten) auf minus 269°C gekühlt. Der Kryostat wird so nah wie möglich über das zu messende Gebiet an die Schädeloberfläche gebracht. Für die Aufzeichnung der magnetischen Felder wurde ein Kryostat eines Zwei-Dewar-Systems (Philips) mit 31 Kanälen verwendet. Das Antennenarray mit einem Durchmesser von 14cm wurde über dem primär somatosensorischen Kortex platziert, so dass die Messungen mit der Kryostatenposition links parietal durchgeführt werden konnten. Der Nervus medianus wurde elektrisch gereizt, um anhand der evozierten Felder die optimale Positionierung des Kryostaten über dem Kopf der Versuchsperson zu erreichen. Die Kryostatenposition wurde an einem Messtag so konstant wie möglich gehalten.

**EOG:** Um horizontale und vertikale Augenbewegungen zur späteren Korrektur der Daten erfassen zu können, wurde ein EOG abgeleitet. Die Elektroden wurden für die vertikalen Augenbewegungen ca. 1cm über und unter dem rechten Auge angebracht, für die horizontalen Bewegungen neben linkem und rechtem Auge angebracht.

### **Vorbereitung der Messung:**

Zusätzlich zu den EOG-Elektroden wurden fünf Positionsspulen angebracht. Die Position dieser Spulen und die anatomischen Bezugspunkte Nasion (Nasenwurzel), präaurikuläre Punkte rechts und links sowie Cz (Schnittstelle zwischen der Verbindungslinie der präaurikulären Punkte und der Verbindungslinie von Nasion und Inion (Protuberantia occipitalis)) wurden digitalisiert (morphologische Lokalisation). Die Probandin legte dazu den Kopf in eine Haltevorrichtung, in welcher der Kopf fixiert werden konnte. Die Koordinaten der einzelnen Spulen wurden mit einem 3D-Digitalisierer (Polhemus Inc. USA) ausgemessen. Dabei nahm ein Signalempfänger an der jeweiligen Position Signale eines unter dem Kinn der Probandin lokalisierten Senders auf. Das verwendete Digitalisierungssystem ist bezüglich des umgebenden Erdumfeldes geeicht und ermöglicht daher vergleichbare Meßwiederholungen. Durch die Messung der anatomischen und funktionellen Landmarken konnte im weiteren Verlauf eine Koordinatentransformation ins MRT-Bild erfolgen.

In der Meßkammer lagen die Probandinnen auf der rechten Seite, wobei die Position des Kopfes und des Körpers durch ein Vakuumkissen unterstützt wurde. Die ganze

Zeit bestand zwischen der Probandin und dem Versuchsleiter eine Verbindung per Video. Nun folgte die Positionierung des Kryostaten.

**Messung:** Zur Positionierung des Kryostaten dienten evozierte Felder nach Medianusreizung als funktionelle Landmarke. Die Stimulation erfolgte am rechten Handgelenk palmar durch Oberflächenelektroden. Die Stimulusintensität sollte über der motorischen Schwelle liegen, also ein schmerzloses Zucken des Daumens hervorrufen. Die optimale Position des Kryostaten war erreicht, wenn beide globale Extrema des evozierten Feldes im „Field of View“ des Kryostaten lagen und die Nulllinie das „Field of View“ zentral schnitt. Der Kryostat wurde nur wenige Millimeter von der Kopfhaut des Probanden entfernt radial eingestellt, berührte sie jedoch nicht (Meßfeldpositionen Abb. 5).

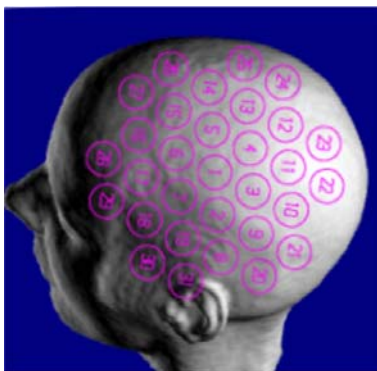


Abb. 5: Meßfeldpositionen des Kryostaten

Nach Positionierung des Kryostaten wurden kurze Probereizungen über die an Zeigefinger und kleinem Finger angebrachten Ringeletroden appliziert. Um später die relative Stellung des Kryostaten über dem Kopf bestimmen zu können, wurden vor und nach jeder Messung die Positionen der angebrachten Spulen gemessen (funktionelle Lokalisation). Nach der Medianusmessung wurden Reize über den Steuerrechner dargeboten. Pro Messtag bestand die Untersuchung aus 3 Teilen. Pro Teil erfolgten ca. 930 elektrische Reizungen an Zeigefinger und kleinem Finger und ca. 630 LED-Reize. Erster und zweiter Messtag unterschieden sich durch die Reihenfolge der Bedingungen, um Habituationseffekte zu erfassen. Die Messung sollte ursprünglich im ABA-Design durchgeführt werden. Jedoch wurde der 3. Teil des zweiten Tages variiert, so dass nur ein AB/BA-Design in die Auswertung einbezogen wurde. Nach der Messung erfolgte

die Speicherung der Daten, und ein nochmaliges Messen der Landmarken. Vom Steuerrechner wurden die Anzahl der Targets, die Fehlerzahlen und die Fehler in Prozent ins Protokoll übernommen.

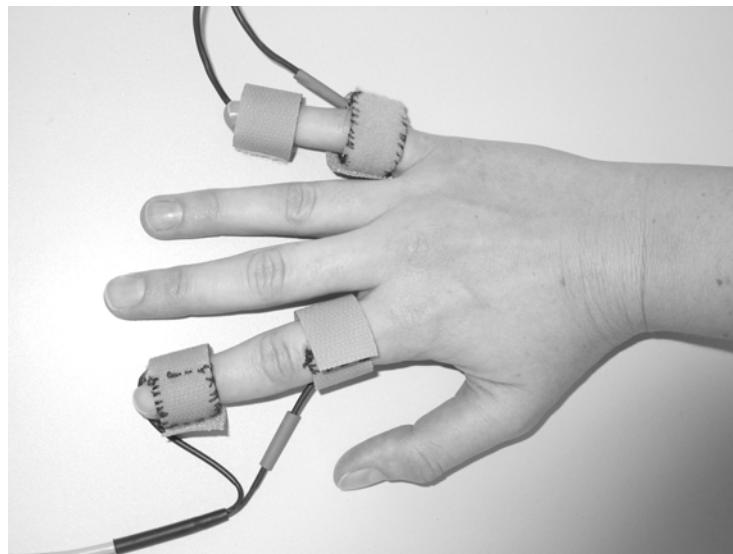
Die MEG-Messung erfolgte kontinuierlich in einem Zeitfenster von 100ms vor und 400ms nach Stimulusapplikation. Die Abtastrate betrug 1000Hz und die Primärfilterung 0,3-300Hz.

### ***3.3 Stimulationsparadigma***

Es gab folgende Messbedingungen:

**A:** selektive Aufmerksamkeit auf elektrische Reize an Fingern

**B:** selektive Aufmerksamkeit auf visuelle Reize (als Ablenkung)



*Abb. 6: Ringelektroden*

Die elektrischen Reize wurden am Zeigefinger und kleinem Finger durch eine Ringelektrode appliziert (siehe Abb. 6). Die Reizdauer betrug 200 $\mu$ s, die Stimulusintensität 6,2-8,4mA, je nach individueller sensorischer Schwelle. Die Reize wurden mit einer Frequenz von 0,5-0,9Hz abgegeben. Die elektrischen Stimuli wurden randomisiert dargeboten. Die visuelle Reizung erfolgte über 3 Leuchtdioden (LED) verschiedener Farben (gelb, grün und rot) in randomisierter Reihenfolge mit 0,4-0,6Hz. Gelb galt als Grundfarbe der Leuchtdioden. Die elektrische und die visuelle Reizgebung erfolgten unabhängig voneinander.

Die Messungen erfolgten im AB/BA-Design an zwei verschiedenen Tagen.

Bei Bedingung A sollte sich die Versuchsperson auf die elektrischen Stimuli konzentrieren, und bei wiederholter Reizung eines Fingers ein pneumatisches Bällchen mit der anderen Hand drücken. Die LED blieben unberücksichtigt. In Bedingung B konzentrierte sich die Versuchsperson auf die Lampen und drückte ebenfalls ein Bällchen bei Wiederholung der Farben Rot oder Grün. Die elektrischen Reize wurden ignoriert. Als Target wurde die wiederholte Reizung eines Fingers bzw. einer Farbe definiert. Das Verhältnis Target/Non-Target betrug 40%/60%. Die Probandinnen wurden instruiert, die Targets in beiden Bedingungen mitzuzählen.

Ein Beispiel für eine Reizfrequenz wird in Abb. 7 dargestellt:

T = Target; Finger 1 = Zeigefinger; Finger 2 = kleiner Finger; LED zeigen unterschiedliche Farben

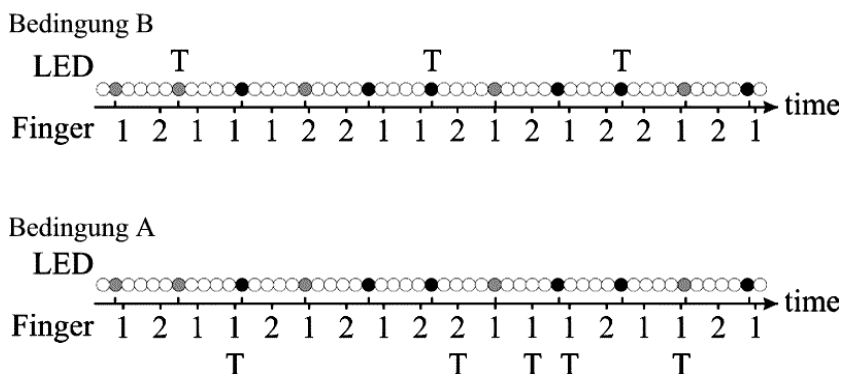


Abb. 7: Beispiel für eine Reizsequenz

### 3.4 Datenauswertung

#### 3.4.1 Datenerfassung

Nach der Messung standen Daten in folgenden Dateien zur Verfügung:

Digitizerfile: anatomische Landmarken– und Spulenkoordinaten  
im Referenzkoordinatensystem

Lokalisationsfile: funktionelle Lokalisation der Spulenkoordinaten im  
Koordinatensystem des Kryostaten

Messdatenfile: MEG-Kanäle, EOG, Triggerinformationen (trials,

Reaktionen)

Protokollfile

des Steuerrechners: dargebotene Trials, erfolgte Reaktionen,  
Reaktionszeiten, Fehler

Protokoll: Angaben zur Versuchsperson, verwendetes  
Paradigma, Bezeichnung der Datenfiles,  
Besonderheiten der Messung

MRT: Aufnahme des Schädels

### 3.4.2 Auswertung der MEG-Daten

Die Auswertung der MEG-Rohdaten erfolgte mit CURRY 3 Software (Philips). Mit dieser Software ist die kombinierte Auswertung der MEG-Daten mit den Daten des MRT möglich. Dabei wird eine Optimierung des Signal-Rausch-Verhältnisses sowie die zeitliche und räumliche Auswertung der Quellen möglich. Durch das MRT können die Quellen mit der individuellen Morphologie in Beziehung gesetzt werden. Zu jedem Messzeitpunkt kann ein Dipol berechnet werden. Ein Beispiel einer Dipolrekonstruktion und des magnetischen Feldes zeigt Abbildung 8.

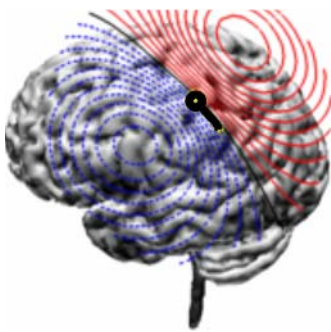


Abb. 8: Magnetfeld und Dipolrekonstruktion

Aus dem Gesamtdatenfile jeder Teilmessung wurden zunächst die Daten der beiden Finger aufgrund der Triggerkodierung getrennt (Template matching). Danach erfolgte für jedes File eine Artefaktunterdrückung, um Verfälschungen der Signale durch Augen- und Antwortbewegungen zu vermeiden. Dies erfolgte durch die mittels EOG aufgezeichneten Augenbewegungen im Bereich von  $\pm 200\mu\text{V}$  und bezüglich der



Antwortreaktion im Bereich von  $\pm 2000\mu\text{V}$ . Nach Artefaktunterdrückung wurden die verbliebenen Trials gemittelt. Die Signale wurden mit dem Wiener-Filter (Daubechies 12) gefiltert, um das Rauschen im gesamten Frequenzbereich zu verringern, sowie mit dem Fourier-Filter (Butterworth 3. Ordnung) im Bereich von 0-200 Hz für die Signale elektrischer Stimulation der Finger und ebenfalls im Bereich von 0-200 Hz für Signale nach elektrischer Medianusreizung.

Das Rauschen wurde anhand der Streuung der Mittelungsstatistik aus dem Gesamtdatenfile jeder Messung geschätzt. Zudem wurde der Mittelwert aus allen Kanälen als Referenz (CMR 0. Ordnung) verwendet, um Trends, die durch externe Einflüsse entstehen, zu eliminieren. Der Offset wurde anhand der Baseline im Prätriggerbereich (-100...0ms) korrigiert.

Für die so vorverarbeiteten Signale wurden folgende Parameter für Zeigefinger und kleinen Finger getrennt berechnet:

- **Mean Global Field Power (MGFP)**
- **Dipolstärke**

#### **MGFP:**

Die MGFP kann als Maß der gemessenen Feldenergie über die Zeit angesehen werden. Sie wird nach der Formel

$$\text{MGFP}(t) = \sqrt{\frac{1}{31} \sum_{i=1}^{31} (B_i(t))^2}$$

berechnet.

Dabei stellt  $B_i(t)$  den Mittelwert der über allen Epochen gemessenen magnetischen Induktion zum Zeitpunkt  $t$  dar,  $i$  die Nummer des Kanals. Die MGFP ist besonders anfällig für Störungen durch Kopfbewegungen, da sie stark von der Entfernung des Kryostaten vom Kopf abhängt.

#### **Dipolstärke:**

Für die Berechnung der Dipolstärke wurde die Kugel als Volumenleitermodell zu Grunde gelegt. Dieses Modell hat sich in anderen Studien zum somatosensorischen Kortex als ausreichend genau erwiesen (Ducla-Soares, 1990; Forss, 1995), da in diesem

Bereich die Kopfform der Kugelform relativ ähnlich ist. Im MRT-Bild jeder Versuchsperson wurde eine entsprechende Kugel dem Kortex angepasst. Es wurde davon ausgegangen, dass der Dipol im Verlauf der Zeit sowohl seinen Ort als auch die Stärke ändern kann, daher kam das Modell der Moving Dipoles zur Anwendung. Im Rekonstruktionszeitraum von 20-100ms wurde der Dipol für die Komponenten um 45ms und 75ms berechnet. Für die Probanden wurde dabei individuell ein Aktivitätsmaximum ausgewählt und in diesem Bereich Dipole rekonstruiert. Der beste Dipolfit wurde in die Auswertung einbezogen (Bsp. Siehe Abb. 9). Als Kriterien für den besten Dipolfit galten ein Aktivitätsmaximum im betreffenden Zeitbereich, anatomisch sinnvolle Lokalisation (SI) und die ausreichende Güte (Deviation <15%).

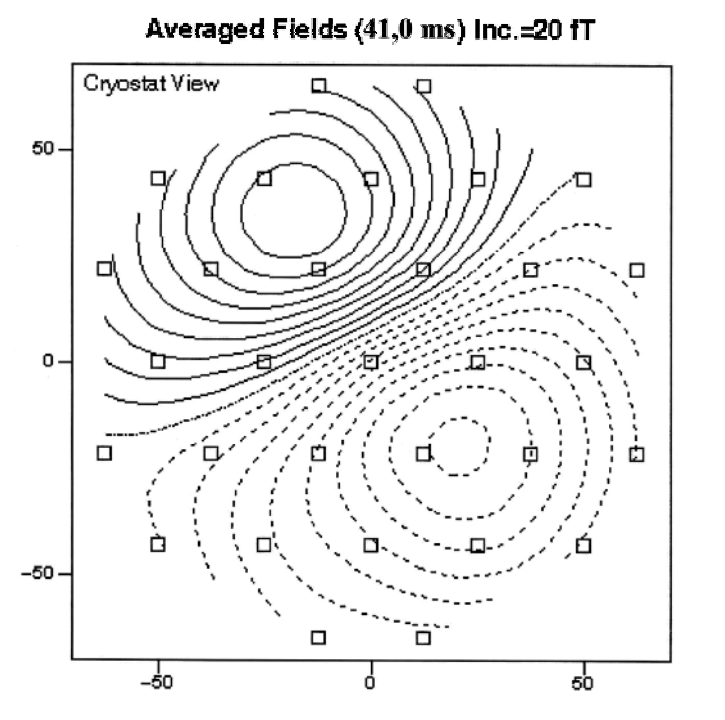


Abb. 9: Beispiel eines bipolaren Feldes

### 3.4.2 Lokalisationsfehler

Ein Lokalisationsfehler kann durch verschiedene Faktoren entstehen. Entscheidend sind Bewegungsartefakte, die trotz der stabilen Lage des Kopfes entstehen. Um diese auszuschließen wurden, wie schon erwähnt, die Lokalisationsspulen sowie die anatomischen Landmarken vor und nach jeder Messung digitalisiert. So konnten Abweichungen erkannt werden und gegebenenfalls eine Messung wiederholt werden.

Eine Studie von Huonker et al. (1996) zeigt, daß auch die Spulenlokalisierung Ungenauigkeiten unterworfen ist, und eine Abweichung bis zu 2,5mm möglich ist.

### 3.4.3 Statistische Analyse

Für den Vergleich der Bedingung A und B, sowie für Unterschiede zwischen Targets und Non-Targets und den Einfluss des Messtags, wurde eine statistische Berechnung mit SPSS 10.0 durchgeführt. Um die verschiedenen Messzeitpunkte vergleichbar zu machen, wurde eine Normierung der Daten für jeden Tag und für die beiden Finger durchgeführt. Die Normierung erfolgte durch Division der einzelnen Messergebnisse durch den Mittelwert aller Messergebnisse des Messtages. Danach erfolgte die Berechnung einer dreifaktoriellen Varianzanalyse für Messwiederholung mit den jeweils zweifach gestuften Faktoren Bedingung, Target/Non-Target und Messtag. Die Analyse der Effekte erfolgte auf einem .05-Signifikanzniveau. Signifikante Ergebnisse sind folgendermaßen gekennzeichnet:

Kennzeichnung	p-Wert	Beschreibung
*	<.05	signifikant
**	<.01	sehr signifikant
***	<.001	äußerst signifikant

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Quellenlokalisation

Im SEF konnte bei 10 Probandinnen eine Komponente mit Gipfel bei etwa 45ms ermittelt werden. Im Bereich zwischen 60 und 100ms waren ein oder mehrere Hauptpeaks vorhanden. Durchschnittlich lag der in die Auswertung einbezogene zweite Hauptpeak bei 75ms.

Bei der durchgeführten Quellenlokalisation zeigte sich die Lokalisation der Dipole zu beiden Zeitpunkten in der Area 3b (nach Brodmann) (Bsp. siehe Abb. 10).



Abb. 10: Lokalisation im postzentralen Gyrus

Das Signal-Rausch-Verhältnis, bezogen auf die Rauschschätzung durch die Mittelungsstatistik, beträgt  $12 \pm 6$ . Nur Messzeitpunkte mit einer Deviation des Dipolfits von  $<15\%$  wurden in die Auswertung einbezogen.

#### **Deviation:**

Der Wert der Deviation zeigt die Güte der Rechnung und stellt die Abweichung zwischen dem gemessenen magnetischen Feld und dem errechneten dar. Die Werte der Deviation für die verschiedenen Messzeitpunkte und die jeweils in die Berechnung einbezogenen Dipostärken werden im Anhang beschrieben.

Für die Komponente um 45ms wurde die unterschiedliche kortikale Lokalisation von Zeigefinger und kleinem Finger nach dem von Penfield beschriebenen Homunkulus

(Narici et al., 1991, Penfield und Boldrey, 1937) nachgewiesen. Dabei kam das xyz-Koordinatensystem zur Anwendung. Die positive x-Achse verlief durch den linken präaurikulären Punkt, die positive y-Achse durch das Nasion und die z-Achse senkrecht durch den Schnittpunkt der beiden anderen Achsen nach dorsal. Für den kleinen Finger lokalisierten die Dipole kranial, leicht medial und dorsal des Zeigefingers. Zur Objektivierung wurde ein Vergleich der Mittelwerte der Differenzen durchgeführt (Tab. 1). Die zugrunde liegenden Daten befinden sich im Anhang.

Tab. 1 Mittelwert und Standardabweichung der xyz-Werte

xyz-Koordinaten	Differenz der Mittelwerte in mm	Standardabweichung
x-Werte	3,36	1,17
y-Werte	4,97	1,88
z-Werte	1,89	1,67

## ***4.2 Fehlerverteilung***

In der Bedingung der Aufmerksamkeit auf die Finger (A) wurden durchschnittlich mehr Fehler gemacht als in Bedingung B. In der Bedingung A betrug die Fehlerrate durchschnittlich 4,7%, in der Bedingung B durchschnittlich 2,5%. Im Laufe einer einzelnen Messung erhöhte sich die Fehlerzahl. Die Fehlerrate wurde als Maß für die Ermüdung herangezogen. Die Reihenfolge der Bedingungen an einem Messtag wirkte sich nicht auf die Fehlerzahl innerhalb einer Bedingung aus.

## ***4.3 Auswertung der Messergebnisse***

Es wurden im Folgenden zwei unterschiedliche Zeitbereiche untersucht. Die Signale von 30-60ms und die Signale von 60-100ms nach Reizung. In die Auswertung einbezogen wurde zunächst die MGFP, da sich schon hier deutliche Unterschiede in den verschiedenen Bedingungen abzeichneten. Um noch aussagekräftigere Werte zu

bekommen, wurde auch die Dipolstärke berechnet. Auf die Berechnung der Stromdichte wurde verzichtet, da in vorhergegangenen Studien am biomagnetischen Zentrum Jena (Karlowsky, 1999, Fließbach 2000) die Stromdichte gleiche Tendenzen wie die Dipolstärke zeigte. Es wurden die Werte der MGFP bzw. Dipolstärke einer Versuchsperson über die einzelnen Tage und Finger normiert und die Mittelwerte aller Versuchspersonen verglichen. Danach erfolgte die statistische Analyse.

Zunächst folgen zwei Beispiele von Zeitverläufen eines elektrisch evozierten magnetischen Feldes der selben Versuchsperson unter Bedingung A (Aufmerksamkeit auf die elektrischen Reize, Abb. 11) und B (Aufmerksamkeit auf die Leuchtdioden, Abb. 12). Zum Zeitpunkt 0 erfolgte die Stimulusapplikation.

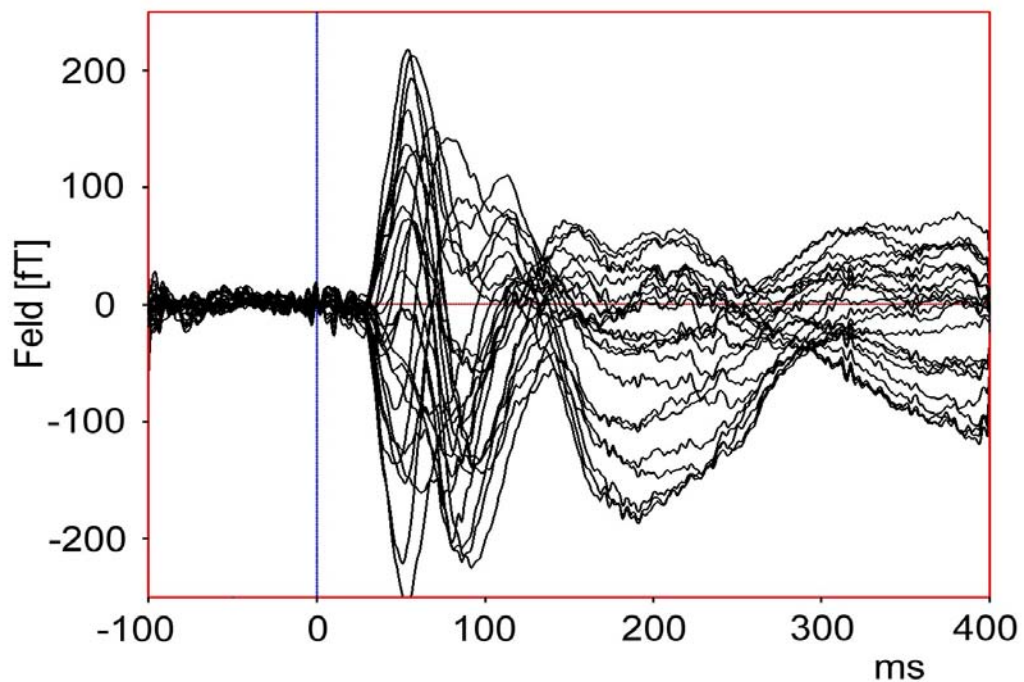


Abb. 11: Zeitverlauf der SEF (Bedingung A)

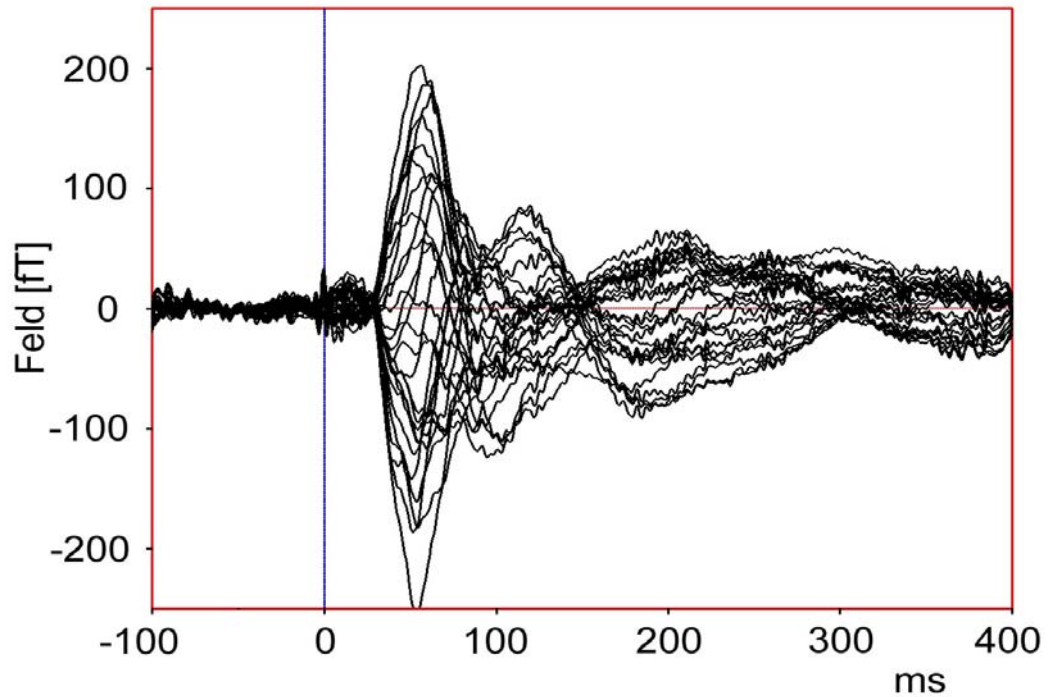


Abb. 12: Zeitverlauf der SEF (Bedingung B)

Die folgende Tabelle (Tab. 2) zeigt die Latenzen in Millisekunden der beiden in die Berechnung aufgenommenen Komponenten bei den verschiedenen Versuchspersonen.

Tab. 2 Latenzen in ms

Proband	1. Komponente	2. Komponente
1	45,0	62,0
2	55,0	85,0
3	44,0	75,0
4	50,0	90,0
5	46,0	65,0
6	35,0	70,0
7	36,0	87,0
8	45,0	78,0
9	36,0	64,0
10	54,0	77,0
Mittelwert	<b>44,6</b>	<b>75,3</b>
Standardabweichung	7,2	9,9

Im Einzelnen folgen nun die statistischen Ergebnisse.

Die einzelnen Faktoren der dreifach gestuften Varianzanalyse für Messwiederholung wurden folgendermaßen abgekürzt: BED = Bedingung (Aufmerksamkeit versus Nicht-Aufmerksamkeit), TNT = Target/Non-Target (Vergleich der als Zielreiz geltenden Reize mit den nicht als Zielreiz definierten Reizen) und TAG = 1. und 2. Messtag (Einfluss des Messtages). Die zugrunde liegenden Messdaten für die MGFP und die Dipolstärke sind tabellarisch im Anhang aufgelistet.

### Komponente um 45ms

In dem Zeitbereich von 30-60ms wurden die MGFP und Dipolstärken für die einzelnen Finger berechnet. In die Auswertung einbezogen wurden nur Werte, die in diesem Zeitbereich lagen und eine Güte des Dipolfits von >85% aufwiesen. Die Werte mussten außerdem retrospektive im primär somatosensorischen Kortex liegen.

Die Ergebnisse einer Varianzanalyse der Komponente um 45ms für die MGFP des Zeigefingers werden in Tabelle 3 dargestellt. In dieser Analyse ergab sich für die Aufmerksamkeit kein Effekt, jedoch konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Targets und Non-Targets gezeigt werden ( $p < .05$ ). Der Messtag hatte keinen Einfluss auf die MGFP bei 45ms.

Tab. 3 Varianzanalyse Zeigefinger bei 45ms (MGFP)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	1,127	,319
TNT	1	1	7,54	,014*
TAG	1	1	,000	1,000
BED * TNT	1	1	2,306	,167
BED * TAG	1	1	3,508	,098
TNT * TAG	1	1	,608	,458
BED * TNT * TAG	1	1	,002	,967



Tabelle 4 zeigt die Varianzanalyse der MGFP der Komponente um 45ms für den kleinen Finger. Hier konnten signifikante Einflüsse für den Haupteffekt Target/Non-Target nachgewiesen werden ( $p < .05$ ).

Tab. 4 Varianzanalyse kleiner Finger bei 45ms (MGFP)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	,065	,805
TNT	1	1	5,629	,045*
TAG	1	1	,607	,456
BED * TNT	1	1	,699	,427
BED * TAG	1	1	1,037	,338
TNT * TAG	1	1	,008	,930
BED * TNT * TAG	1	1	,028	,872

Ein Vergleich der Mittelwerte der MGFP zwischen Targets und Non-Targets für Zeigefinger und kleinen Finger wird graphisch in Abb. 13 gezeigt. Dabei stellt sich die Tendenz zu größeren Amplituden bei den als Non-Target definierten Reizen dar.

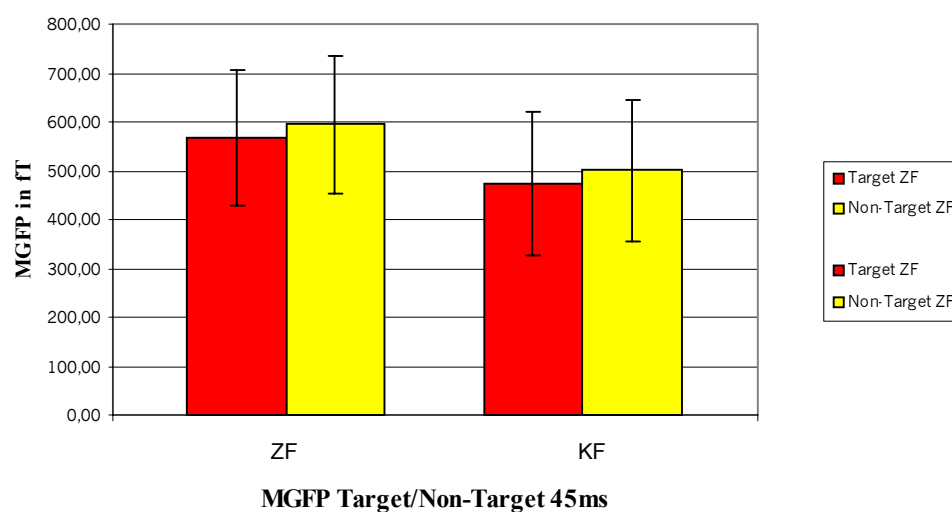


Abb. 13: Gegenüberstellung der mittleren MGFP für Target und Non-Target für Zeigefinger und kleinen Finger bei 45ms

Innerhalb der Bedingungen wurde ein t-test für gepaarte Stichproben angewendet, um die Signifikanz des Einflusses von Targets bzw. Non-Targets weiter zu charakterisieren. Dabei zeigten sich in Bedingung B für die MGFP für den Zeigefinger signifikant höhere Werte ( $p=0,018^*$ ) bei den Non-Targets, innerhalb Bedingung A keine Unterschiede zwischen Targets und Non-Targets ( $p=0,7$ ). Für den kleinen Finger zeigten sich in Bedingung B ebenfalls tendenziell höhere Werte für die Non-Targets ( $p=0,054$ ), in Bedingung A keine Unterschiede ( $p=0,46$ ).

Zur weiteren Charakterisierung der Komponente um 45ms wurde die Dipolstärke errechnet. Für diese wurde eine dreifach gestufte Varianzanalyse zunächst für den Zeigefinger angewendet. Sie zeigte keine signifikanten Effekte (Tab. 5).

Tab. 5 Varianzanalyse Zeigefinger bei 45ms (Dipolstärke)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	,794	,399
TNT	1	1	,109	,109
TAG	1	1	1,000	,347
BED * TNT	1	1	1,059	,334
BED * TAG	1	1	,100	,760
TNT * TAG	1	1	1,032	,339
BED * TNT * TAG	1	1	,084	,779

Für den kleinen Finger wurden bei der Dipolstärke um 45ms keine signifikanten Einflüsse der Faktoren gefunden (Tab. 6).

Tab. 6 Varianzanalyse kleiner Finger bei 45ms (Dipolstärke)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	,108	,751
TNT	1	1	,801	,397
TAG	1	1	3,368	,104
BED * TNT	1	1	2,010	,194
BED * TAG	1	1	,296	,601
TNT * TAG	1	1	,000	1,000
BED * TNT * TAG	1	1	,065	,805

### Komponente um 75ms

Zur Beurteilung dieser Komponente wurde ein Zeitbereich zwischen 60 und 100ms gewählt, in dem die Dipolstärke für im primär somatosensorischen Kortex liegende Signale berechnet wurde. Für die Auswertung wurden Zeitpunkte gewählt, an denen die Güte des Dipolfits >80% betrug. An diesen Zeitpunkten wurde auch die MGFP verglichen. Im Mittel lagen diese Zeitpunkte bei 75ms.

Die dreifach gestufte Varianzanalyse der MGFP für den Zeigefinger für die Komponente um 75ms ergab einen signifikanten Haupteffekt ( $p < .05$ ) für die Bedingung Aufmerksamkeit gegen Nicht-Aufmerksamkeit (Tab. 7). Für die Haupteffekte Target bzw. Non-Target und Messtag wurden keine signifikanten Einflüsse gefunden. Eine signifikante Interaktion ( $p < .05$ ) zeigte sich zwischen Bedingung und Meßtag.

Tab. 7 Varianzanalyse Zeigefinger bei 75ms (MGFP)

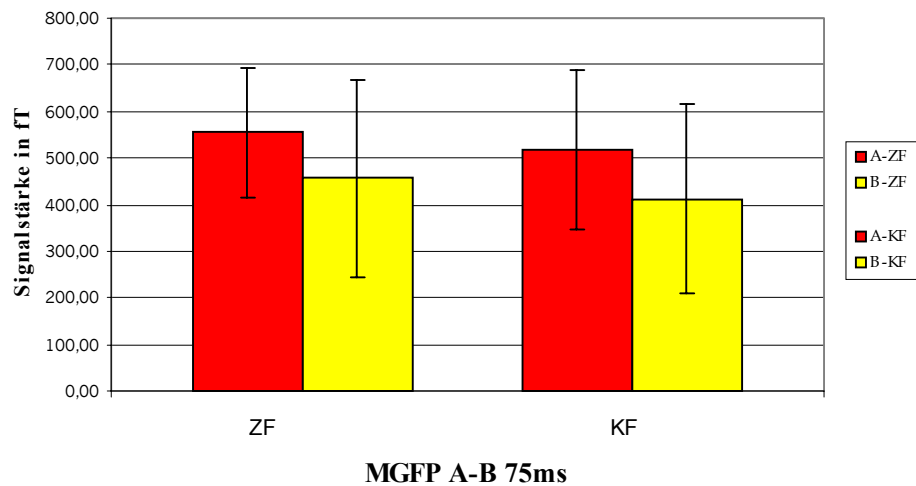
Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	7,095	,026 *
TNT	1	1	,930	,360
TAG	1	1	,130	,726
BED * TNT	1	1	,005	,947
BED * TAG	1	1	10,056	,011 *
TNT * TAG	1	1	,056	,819
BED * TNT * TAG	1	1	2,152	,176

Für den kleinen Finger erfolgte eine dreifach gestufte Varianzanalyse für die MGFP, bei der sich ein signifikanter Effekt der Bedingung ( $p < .05$ ) ergab (siehe Tab. 8). Der Messtag und die Definition als Zielreiz zeigten keinen Einfluss.

Tab. 8: Varianzanalyse kleiner Finger bei 75ms (MGFP)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	7,300	,024 *
TNT	1	1	,862	,377
TAG	1	1	2,647	,138
BED * TNT	1	1	,211	,657
BED * TAG	1	1	3,138	,110
TNT * TAG	1	1	,001	,971
BED * TNT * TAG	1	1	,078	,786

Abbildung 14 zeigt zu den signifikanten Haupteffekten den Mittelwertvergleich der MGFP für die Bedingung Aufmerksamkeit gegen Nicht-Aufmerksamkeit der beiden Finger. Dabei ergibt sich eine Zunahme der Signalstärken unter Aufmerksamkeitszuwendung.



*Abb. 14: Gegenüberstellung der mittleren MGFP für Bedingung A und B für Zeigefinger und kleinen Finger bei 75ms*

Die Dipolstärke wurde für beide Finger zum Zeitpunkt 75ms gerechnet. Für die Dipolstärke der Reizantwort bei Reizung des Zeigefingers zeigte die Varianzanalyse einen signifikanten Wert ( $p < .05$ ) für die unterschiedlichen Bedingungen Aufmerksamkeit und Nicht-Aufmerksamkeit (Tab. 9).

Tab. 9 Varianzanalyse Zeigefinger bei 75ms (Dipolstärke)

Quelle	Sphärizität angenommen	Greenhouse -Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	5,178	,049 *
TNT	1	1	,829	,386
TAG	1	1	,000	1,000
BED * TNT	1	1	,118	,739
BED * TAG	1	1	,837	,384
TNT * TAG	1	1	2,424	,154
BED * TNT * TAG	1	1	,422	,532

Für den kleinen Finger erfolgte eine entsprechende statistische Analyse (Tab. 10), die einen signifikanten Effekt der Bedingung ( $p < .05$ ) zeigen konnte.

Tab. 10 Varianzanalyse kleiner Finger bei 75ms (Dipolstärke)

Quelle	Sphärizität angenomme n	Greenhouse- Geisser	F-Wert	Signifikanz
BED	1	1	7,447	,023*
TNT	1	1	,048	,831
TAG	1	1	,083	,780
BED * TNT	1	1	2,626	,140
BED * TAG	1	1	,001	,978
TNT * TAG	1	1	,884	,372
BED * TNT * TAG	1	1	,003	,958

Für die signifikanten Effekte der Dipolstärke der beiden Finger wurden graphische Darstellungen der Mittelwerte erstellt (Abb. 15).

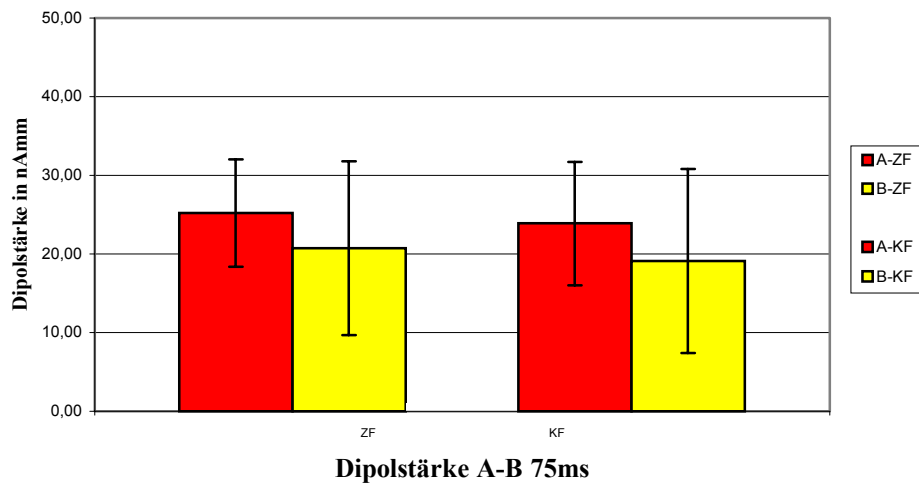


Abb. 15: Gegenüberstellung der mittleren Dipolstärke für Bedingung A (selektive Aufmerksamkeit) und B (Nicht-Aufmerksamkeit) für Zeigefinger und kleinen Finger bei 75ms

Einen Vergleich des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) zwischen den Bedingungen A und B bei einer Versuchsperson zeigt Abb. 16. Bei dieser Probandin lag die Latenz für die untersuchten Komponenten über dem Durchschnitt (siehe Anhang).

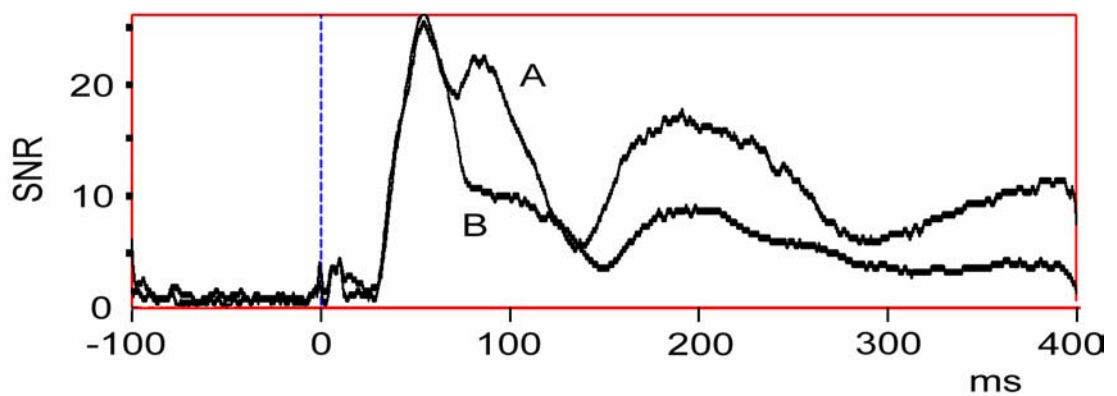


Abb. 16: Signal-Rausch-Verhältnis im Zeitverlauf

## 5 Diskussion

In der vorliegenden Untersuchung gelang es, eine Modulation von frühen Komponenten der somatosensorisch evozierten Felder des primär somatosensorischen Kortex durch Aufmerksamkeitsprozesse nachzuweisen. Eine Modulation wurde für eine Komponente bei 75ms nach elektrischem Reiz gezeigt. Für eine frühere Komponente um 45ms nach Reizgebung war eine Modulation nicht nachweisbar. Die Modulation stellte sich in einer Zunahme der MGFP sowie der Dipolstärken dar. Reizantworten, die auf Targets folgten zeigten in der MGFP eine Tendenz zu kleineren Amplituden.

Bei der Frage nach dem Zeitpunkt einer Aufmerksamkeitsmodulation bei der Verarbeitung elektrischer Reize gingen wir zunächst von einer seriellen Verarbeitung der sensorischen Information aus. Die Messungen erfolgten über dem linken somatosensorischen Kortex kontralateral zur gereizten Hand. Tiefe Regionen der Aktivierung beispielsweise des Thalamus können mit dem MEG nicht erfasst werden, so dass sich die Frage eines Aufmerksamkeiteinflusses auf kortikale Regionen bezog. Der ventroposteriore Teil des Thalamus gibt Informationen an SI weiter. So bestand die Frage darin, ob eine Modulation der Aufmerksamkeit schon während der ersten 100ms der Reizantwort stattfindet und ob diese Modulation in SI liegt. Manche Forschungsgruppen konnten einen Aufmerksamkeitseffekt in SI nicht nachweisen. Hari et al. (1993) fanden eine Beeinflussung der evozierten Potentiale mit Ursprung in SII und dem posterioren parietalen Kortex, jedoch nicht des primär somatosensorischen Kortex. Auch Forss et al. (1995) stützten dieses Ergebnis. Mima et al. (1998) stellten dagegen einen Aufmerksamkeitseffekt in SI fest, ebenso Garrcia-Larrea et al. (1995). Wichtig sind vorangegangene Studien am biomagnetischen Zentrum Jena (Fließbach, 2000; Karlowsky, 1999), die einen Einfluss von Aufmerksamkeit auf Signalstärken in SI bei taktiler Stimulation nachweisen konnten. Die einzelnen Faktoren werden im folgenden Kapitel im Detail diskutiert.



## 5.1 Methode

### Reizung mit taktilem Stimulator versus elektrische Reizung

Der Vergleich ist aufgrund der vorhergehenden Studien (Fließbach, 2000; Karlowsky, 1999), bei denen mit einem taktilen Stimulator gereizt wurde, von Bedeutung.

Somatosensorisch evozierte Potentiale bzw. Felder wurden häufig durch elektrische Reizung des Nervus Medianus oder seltener auch der Finger ausgelöst. Bei der elektrischen Reizung an Fingern wird von einer Reizung der kleinen myelinisierten Hautnerven bei Umgehung der Transduktionsprozesse ausgegangen. In den letzten 20 Jahren kamen Reizmethoden zum Einsatz, die eine natürlichere Art der sensorischen Reizung darstellten (Rossini et al., 1995). Eine davon ist die airpuff-Stimulation. Dabei werden im Gegensatz zur elektrischen Stimulation selektiv schnell adaptierende Hautmechanorezeptoren gereizt. Forss et al. (1994) zeigten eine Auslösung klarer und wiederholbarer SEF mit dieser Reizart. Durch airpuff-Stimulation ausgelöste frühe Reizantworten in SI zeigten eine geringere Amplitude und längere Latenz als nach elektrischer Medianusreizung. In einer Studie von Rossini et al. (1995) wurde die elektrische Reizung am Nervus Medianus, die elektrische Reizung an Fingern und die taktile Reizung verglichen. Die Ergebnisse zeigten kleinere Amplituden für die frühen Komponenten der Reizantwort bei airpuff-Stimulation und eine tiefere Lokalisation der Quellen. Ein Amplitudenunterschied wurde nur für Komponenten festgestellt, die weniger als 50ms nach Reizgebung auftraten. Ein Latenzunterschied zwischen elektrischer Fingerstimulation und airpuff-Stimulation wurde nicht nachgewiesen. In unserer Studie zeigten sich bei Vergleich der durchschnittlichen Dipolstärke der M45 des Zeigefingers und kleinen Fingers leicht größere Werte als bei Karlowsky (1999). In der Studie von Karlowsky wurde mit taktiler Stimulation gearbeitet, die wiederum nicht mit der von Rossini et al. (1995) untersuchten air-puff-Stimulation gleichgesetzt werden kann. Ein Vergleich der Unterschiede zwischen elektrischer Reizung und taktiler Stimulation kann nur anhand der Diagramme der Arbeit von Karlowsky (1999) gezogen werden, somit können die Daten nicht exakt gegenübergestellt werden. Der Amplitudenunterschied kann durch eine stärker synchronisierte Aktivierung des kortikalen Netzwerks bei elektrischer Reizung entstehen oder auf die unterschiedliche Größe des aktivierten Hautareals zurückzuführen sein. Ein Amplitudenunterschied durch unterschiedliche Stimulusintensität ist ebenfalls möglich (siehe unten). Der

Vergleich der Tiefe der Quellenlokalisation konnte nicht angestellt werden, da in den vorangegangenen Studien die xyz-Koordinaten nur für einzelne Versuchspersonen dargestellt wurden. Es bestehen starke interindividuelle Unterschiede in der Lokalisation. Es wäre eine Transformation der Daten in den so genannten Talairachraum nötig, um bedingt vergleichbare Koordinaten zu erhalten (Talairach, 1993).

### Stimulusintensität

Die Stimulusintensität beeinflusst die Höhe der evozierten Potentiale. Eine höhere Intensität korrelierte nach einer Studie von Mima et al. (1998) mit einer Verstärkung der evozierten Potentiale in SI (P40m, P60m und N20m) und SII (P120m und P140m). Beim Vergleich zwischen einer Stimulusintensität von 10% über motorischer Schwelle und 10% über sensorischer Schwelle, lösten die stärkeren Reize deutlich höhere Potentiale aus. In der vorliegenden Studie wurde die Stimulusintensität an die individuelle sensorische Schwelle angepasst, der Reiz sollte deutlich spürbar, jedoch nicht schmerzhaft sein, und während der unterschiedlichen Bedingungen wurde die Intensität konstant gehalten. Ein Einfluss der Stimulusintensität auf die Amplituden der evozierten Potentiale wurde somit verhindert.

### Interstimulusintervall

Eine Beeinflussung der Signalstärken durch die Länge der ISI wurde vielfach beschrieben (Hari et al., 1993; Forss et al. 1995). Maugière et al. (1997b) stellten die Stimulushäufigkeit als einen Hauptfaktor im Bezug auf die Dipolstärke dar. Komponenten bei 35ms waren in der Amplitude bei unterschiedlicher Stimulushäufigkeit verschieden. Forss et al. (1995) zeigten eine größere Amplitude der P35m bei seltenen (1,8s-12s) randomisierten Stimuli im Vergleich zu häufigen (0,6s) Stimuli mit gleich bleibendem Interstimulusintervall. In der vorliegenden Studie variierten die ISI randomisiert zwischen 0,5Hz und 0,9Hz bei der elektrischen Reizung, sowie zwischen 0,4Hz und 0,6Hz bei den Leuchtdioden. Dadurch konnten die Probandinnen sich nicht schon vorher auf den kommenden Reiz einstellen. Eine für die

Auswertung wichtige ausreichende Amplitudenhöhe konnte durch die Randomisierung und die alle 1,1-2s auftretenden Reize gewährleistet werden. Ein signifikanter Einfluss der unterschiedlichen Intervalle zwischen Targets und Non-Targets wurde für die MGFP bei 45ms gefunden. Im Bezug auf die längeren Intervalle vor Non-Targets zeigten sich in der Auswertung größere Amplituden um 45ms. Dies ist ein zu erwartendes Ergebnis, jedoch wurde die Größenzunahme nur für die MGFP festgestellt und zeigte sich nicht in der Dipolstärke. Bei der Komponente um 75ms zeigte sich keine Größenzunahme. Möglicherweise hat die im mittleren Bereich gelegene Länge des einfachen ISI (1,1-2s) im Vergleich zu einem doppelten ISI, das damit ebenfalls eine mittlere Länge aufwies, nicht zu stärkeren Unterschieden geführt.

### Stimulationsort

Einige frühere Studien zu Somatosensorik und Aufmerksamkeit (Maugière et al., 1997a, b; Garcia-Larrea et al., 1995; Hari et al., 1990) führten ebenfalls eine elektrische Reizung an Fingern durch, jedoch wurde als Target die Reizung eines bestimmten Fingers definiert. Dadurch ist die selektive Aufmerksamkeitszuwendung auf einen Finger schwer von Effekten der unterschiedlichen Lokalisation des kortikalen rezeptiven Feldes auf Grund der somatotopischen Organisation zu unterscheiden. Außerdem werden dabei unterschiedliche periphere Nerven gereizt, wodurch ein Unterschied der Reizleitung besteht und dadurch ein Unterschied der Impulse, die den Kortex erreichen. Mima et al. (1998) nutzten daher eine Veränderung der Stimulusintensität und definierten schwache bzw. starke Stimuli (jeweils selten auftretend) als Target. In unserer Studie wurde dieses Problem gelöst, indem an Zeigefinger und kleinem Finger jeweils das Auftreten eines Targetreizes möglich war. Als Target wurde die wiederholte Stimulation an einem Finger definiert. Der Aufmerksamkeitseffekt konnte dadurch für jeden Finger einzeln ausgewertet werden. Eine Beeinflussung durch den Stimulusort wurde vermindert.

### Einfluss der Häufigkeit der Targets

In einigen Studien zu selektiver Aufmerksamkeit (Mima et al., 1998; Maugière et al., 1997b) wurde anders als in der vorliegenden Studie ein oddball-Paradigma genutzt. Targets sind dabei seltene Ereignisse, beispielsweise 10% der Stimuli. Verschiedene Untersuchungen (Desmedt et al., 1983, Forss et al., 1995) zeigten eine Amplitudenzunahme bei Aufmerksamkeit auf seltene, randomisierte Stimuli. Die N20m wurde von Änderungen der Stimulusrate nicht beeinflusst, jedoch beispielsweise die P35m, die größer wurde bei seltenerem Auftreten der Stimuli (Forss et al., 1995). In der vorliegenden Studie unterschieden sich die Anzahl der Targets bzw. Non-Targets leicht (40%/60%). Es konnte in der Auswertung der MGFP ein signifikanter Unterschied zwischen Targets und Non-Targets festgestellt werden. Dieser Unterschied drückte sich in einer Größenzunahme der MGFP bei 45ms aus. Die Komponente bei 75ms wurde nicht von dem längeren Interstimulusintervall vor Non-Targets beeinflusst. Ein Einfluss des Verhältnisses Target/ Non-Target auf die Aufmerksamkeitslage wurde durch ein etwa gleich häufiges Auftreten verhindert.

## **5.2 Ergebnisse**

### Einfluss selektiver Aufmerksamkeit

Die Messungen dieser Studie beinhalteten zwei Messbedingungen, wobei eine als Ablenkungsbedingung durch Konzentration auf Reize einer anderen Sinnesmodalität charakterisiert war, und eine zweite als Aufmerksamkeitsbedingung, bei der die Konzentration auf die gereizten Finger nötig war, um der Aufgabe gerecht zu werden. Desmedt und Tomberg (1989) diskutierten eine wirklich neutrale Nicht-Aufmerksamkeitssituation, in der z.B. keine Aufmerksamkeit auf den gereizten Bereich des Körpers gelenkt wird. Um das zu garantieren, entwickelten wir eine zur Aufmerksamkeitsbedingung äquivalente Ablenkungsbedingung, in der die Probandinnen aufgefordert wurden, bei einer sich wiederholenden Farbe der Leuchtdioden ein Bällchen zu drücken und zusätzlich die Zielreize zu zählen. Durch diese Aufgaben war ein Ignorieren der Reize an den Fingern gut möglich. Außerdem wurde ein Arousal-Effekt der unterschiedlichen Bedingungen ausgeschlossen, da beide Bedingungen

ähnliche Konzentration erforderten. Entsprechend einer Definition nach Coull (1997, siehe Kapitel 2.2.1) kann diese Art der Aufmerksamkeit als selektive Aufmerksamkeit bezeichnet werden. Es existieren dabei zwei Stimulationsarten, von denen eine fokussiert, die andere bewusst ignoriert wird.

In der vorliegenden Studie konnte ein Anstieg der Amplituden der Reizantwort unter Aufmerksamkeitszuwendung auf die elektrischen Stimuli nachgewiesen werden. Somit wurde die Hypothese einer Verminderung der Amplituden durch selektive Aufmerksamkeit nicht bestätigt. Dies steht im Widerspruch zu der von Karlowsky (1999) gefundenen Abnahme der Signalstärken bei selektiver Aufmerksamkeit. Ein Anstieg der Amplituden entspricht jedoch den Studienergebnissen von Mima et al. (1998) und Garcia-Larrea (1995). Die Abnahme der Signalstärken in der Arbeit von Karlowsky (1999) wurden mit einem Mechanismus der lateralen Inhibition erklärt. Die Diskriminierungsaufgabe zwischen den Fingern, um Targets von Non-Targets unterscheiden zu können, tritt nur in der Aufmerksamkeitsbedingung auf, und könnte die Neuronen im Umfeld der einzelnen Fingerrepräsentation hemmen, um die Diskriminierung zu ermöglichen.

Dies könnte erklären, weshalb bei elektrischer Reizung keine Abnahme der Amplitude vorliegt. Elektrische Reizung stimuliert unspezifisch periphere Hautnerven, während bei Reizung mit taktilem Stimulator oder air-puff selektiv schnell adaptierende Mechanorezeptoren stimuliert werden. So kann der elektrische Reiz eventuell leichter eindeutig dem stimulierten Finger zugeordnet werden, was einen Mechanismus der lateralen Inhibition unnötig macht. Ein Hinweis darauf könnte die etwas höhere Fehlerrate der Probanden bei Karlowsky (1999) sein (durchschnittlich 6,8% versus 4,5% in der vorliegenden Studie).

Ein Anstieg der Amplituden im primären sensomotorischen Kortex spricht für eine Gating-Funktion der Neuronen. Das würde bedeuten, die aktivierten Neuronen erleichtern den Informationsfluss im Falle der Aufmerksamkeitsbedingung. In diesem Stadium der Reizverarbeitung könnte somit eine erste kortikale Selektion der Information im Bezug auf die Wichtigkeit oder Bedeutung der aufgenommenen Reize stattfinden. Möglicherweise werden die gleichen Neuronen, die die Information verarbeiten, in größerer Zahl aktiv. Widersprüchlich erscheint dabei die Tatsache, dass die in unserer Studie nicht untersuchte N20 in einer Studie von Garcia-Larrea et al. (1995) konstant blieb, wenngleich eine Positivierung im Bereich von 45ms unter Aufmerksamkeitszuwendung nachgewiesen wurde. In unserer Studie wurde eine

Modulation der M45 nicht gefunden. Hierbei könnte die unterschiedliche Messmethode eine Rolle spielen, da bei Garcia-Larrea et al. als Meßmethode das EEG verwendet wurde.

Bei Karlowsky (1999) konnte mittels MEG eine Modulation der M45 gezeigt werden. Diese Ergebnisse wurden mit der vorliegenden Studie nicht bekräftigt. Eine Modulation konnte erst bei 75ms nach Reizgebung gezeigt werden.

Es liegen nicht viele Studien vor, in denen MEG-Messungen zu selektiver Aufmerksamkeit und elektrischer Reizung an Fingern durchgeführt wurde. Mima et al. (1998) wiesen durch MEG einen Aufmerksamkeitseinfluss in SI nach, dabei wurde jedoch respektiv von Unterschieden zwischen aktiver und passiver Aufmerksamkeit ausgegangen. So wirkte sich eine Aufmerksamkeitszuwendung als Vergrößerung der Signalstärken in SII aus, jedoch nicht in SI. Reizantworten in SI reagierten auf Änderung der Stimulusintensität bzw. Auftreten eines abweichenden Stimulus, auch in einer Nichtaufmerksamkeitsbedingung (passive Aufmerksamkeit). Maugière et al. (1997b) konnten keine Modulation in SI feststellen. Innerhalb 200ms nach Stimulation zeigte sich kein Einfluss durch Aufmerksamkeit. In dieser Studie fand die elektrische Reizung am Nervus Medianus statt. Als mögliche Erklärung hierfür wurde die Beschränkung des MEG auf tangentielle Dipole und kortikale Vorgänge herangezogen. Eine Studie von Desmedt und Tomberg (1989) zeigte durch EEG-Messung eine Modulation der P30 und P40 durch selektive Aufmerksamkeit. Dies ist nur bedingt auf die vorliegende Studie zu übertragen, da durch EEG auch radiale Komponenten erfasst werden. Ebenfalls durch EEG-Messung wurde durch Garcia-Larrea (1990) eine Positivierung der P45 und Negativierung der N60 (60-80msec nach Reizgebung) nachgewiesen. In der Aufmerksamkeitsbedingung wurde hier die Konzentration der Probanden durch mechanisches Tippen auf den elektrisch gereizten Finger gelenkt. Die vorliegende Studie zeigt somit teilweise mit Ergebnissen aus EEG-Studien kongruente Ergebnisse. Ein Einfluss selektiver Aufmerksamkeit trat zu einem frühen Zeitpunkt der Reizantwort auf, jedoch nicht vor 75ms nach Reizgebung.

#### Beeinflussung der Amplituden durch die Antwortreaktion

Bei Auftreten eines Targets, also wiederholte Reizung eines Fingers, waren die Probandinnen dazu angehalten, ein pneumatisches Bällchen zu drücken. Diese Antwortreaktion könnte sich im Sinne eines Gating-Effekts auf die darauf folgenden

Stimuli auswirken. Schnitzler et al. (1995) zeigten eine Beeinflussung aller Komponenten der SEF bei Medianusreizung durch gezielte Bewegungen der Finger der gleichen Hand. Eine Beeinflussung ist jedoch in unserer Studie nicht wahrscheinlich, da sich Gating-Effekte der oberen Extremität hauptsächlich auf die ipsilaterale Extremität auswirken (Tapia et al., 1987; Rushton et al., 1981). Es wurde jedoch mit der linken nichtgereizten Hand das Bällchen gedrückt. Bei Karlowsky (1999) wurde dieser Effekt zusätzlich kontrolliert, indem auf Targets folgende Reizantworten, die selbst kein Target waren, mit allen Targets, Mittelwerten aus allen Untersuchungstagen und Subsets von Epochen verglichen wurden. Dabei wurde kein Einfluss festgestellt. Diese Ergebnisse können auf die vorliegende Studie übertragen werden.

### ***5.3 Lokalisation***

In unserer Studie zeigte sich eine Lokalisation der Dipole der Komponenten M45 und M75 im Handareal des primär somatosensorischen Kortex. Dem Homunkulus entsprechend lokalisierte der Zeigefinger kaudal im Bezug auf den kleinen Finger. Somit konnte eine Modulation durch selektive Aufmerksamkeit in SI nachgewiesen werden. Eine Aktivierung des Kortex in SI zwischen 20ms und 100ms nach Stimulus durch elektrische Reizung des Medianus wurde vielfach beschrieben (Garcia-Larrea et al., 1995; Forss et al., 1994; Maugière et al., 1997a). Forss et al. (1994) zeigten eine Reaktion in SI bis 100ms, zu der zusätzliche Aktivitäten im posterior parietalen Kortex ab 70ms kamen. Ab 90ms wurden vor allem Potentiale in SII über beiden Temporallappen gemessen. In dieser Studie wird auch eine neue Komponente bei 70ms beschrieben, die posterior und medial des SI-Areals liegt. Während der Aktivität in SI konnte jedoch kein Aufmerksamkeitseinfluss gezeigt werden. In der von Mima et al. (1998) durchgeführten Studie, wurde zwar ein Aufmerksamkeitseinfluss in SI berichtet, jedoch nicht bei so genannter aktiver Aufmerksamkeit, womit eine aktive Aufmerksamkeitszuwendung durch die Aufgabe gemeint ist, sondern nur bei passiver Aufmerksamkeit. Dies drückt sich in einem Amplitudenanstieg bei Auftreten seltener, randomisierter, stärkerer bzw. schwächerer Stimuli aus, auch ohne direkte Aufmerksamkeitszuwendung. Ein Einfluss aktiver Aufmerksamkeit wird nur für SII berichtet.

Durch die vorliegende Studie konnte die Hypothese über den Einfluss selektiver Aufmerksamkeit während der Aktivität im primär somatosensorischen Kortex bestätigt werden.



### ***5.4 Abschließende Betrachtung***

Die Messungen mittels Magnetenzephalographie erforderten eine lange Messdauer für jede Probandin und eine aufwändige Auswertung der Daten, so dass die Probandenzahl durch diese Faktoren limitiert war. Zusätzlich konnten Messungen, die zu stark durch Rauschen überlagert waren, nicht in die Datenauswertung mit einbezogen werden und so verringerte sich zusätzlich die Zahl der in die Studie eingeschlossenen Probanden. Eine größere Anzahl von Probanden könnte die gefundenen Ergebnisse bestärken.

Für weitere Studien wäre eine Kombination von EEG- und MEG-Messung denkbar, um auch radiale Komponenten erfassen zu können und einen direkten Vergleich der beiden Messmethoden bezüglich der Fragestellung zu ermöglichen.

Eine weitere Klärung der lateralen Inhibition könnte durch eine folgende Studie mit taktiler Stimulation, jedoch an näher gelegenen Fingern z. B. Zeigefinger und Mittelfinger realisiert werden. Dadurch würde die Diskrimination der Finger deutlich erschwert, und ein weiteres Absinken der Amplitude könnte die Folge sein.

### ***5.5 Schlussfolgerungen***

Die Motivation zu den Messungen dieser Studie hat wissenschaftlichen Charakter. Die gefundenen Ergebnisse bezüglich eines Aufmerksamkeitseinflusses auf frühe kortikale Verarbeitungsprozesse sind bedeutend auf Grund der kontroversen Studienergebnisse bestehender Literatur. Dabei ist von besonderem Interesse, zu welchem Zeitpunkt der kortikalen Verarbeitung Aufmerksamkeit Einfluss auf die weitere Verarbeitung von Informationen hat und in welchen anatomischen Strukturen sich dieser Einfluss zeigt. Aus klinischer Sicht spielen Aufmerksamkeitsprozesse bei vielen psychischen und neurologischen Erkrankungen eine große Rolle, so zum Beispiel bei dem in den letzten Jahren häufiger diagnostizierten Aufmerksamkeitsdefizitsyndrom. Denkbar wäre ein der vorliegenden Studie ähnlicher Versuchsaufbau mit Patienten, die eine Störung der Aufmerksamkeit aufweisen. Aus einer solchen Studie könnten Rückschlüsse auf Unterschiede in der Reizverarbeitung bei neurologisch und psychisch unauffälligen Probanden und Patienten, die an einer die Aufmerksamkeit beeinträchtigenden Erkrankung leiden, gezogen werden.



## 6 Literaturverzeichnis

Backes WH, Mess WH, van Kranen-Mastenbroek V, Reulen JPH. 2000. Somatosensory cortex responses to median nerve stimulation: fMRI effects of current amplitude and selective attention. *Clin Neurophysiol*, 111, 1738-1744.

Balish M, Muratore R. 1990. The Inverse Problem in Electroencephalography and Magnetencephalography, in: Susumo Sato (Ed.) *Advances in Neurology*, Vol 54: Magnetencephalography, New York: Raven Press.

Birbaumer N, Schmidt RF. 2003. *Biologische Psychologie*. 5.Aufl. Berlin Springer-Verlag.

Brefczynski JA, DeYoe EA. 1999. A physiological correlate of the spotlight of visual attention. *Nature Neuroscience* 2, 370-374.

Broadbent, DE. 1958. *Perception and communication*. Oxford: Oxford University Press.

Burton H, Abend NS, MacLeod A-MK, Sinclair RJ, Snyder, AZ, Raichle ME. 1999. Tactile attention tasks enhance activation in somatosensory regions of parietal cortex: a positron emission tomography study. *Cereb Cortex* 9:662-674.

Chelazzi L, Duncan J, Miller EK, Desimone R. 1998. Responses of neurons in inferior temporal cortex during memory-guided visual search. *Neurophysiol*, 80 (6), 2918-40.

Cohen LG, Starr A. 1987. Localization, timing and specificity of gating of somatosensory evokes potentials during active movement in man. *Brain*, 110, 451-467.

Cohen RA. 1993. *The Neuropsychology of Attention*, New York, Plenum Press.

Colby CL. 1991. The neuroanatomy and neurophysiology of attention. *J Child Neurol*, 6, 90-118.

Corbetta M, Miezin F, Dobmeyer S, Shulman GL, Petersen SE. 1991 Selective and divided attention during visual discrimination of shape, colour and speed: functional anatomy by Positron Emission Tomography. *J Neuroscience*, 11, 2383-2402.

Corbetta M, Miezin F, Shulman GL, Petersen SE. 1993. A PET study of visuospatial attention. *J Neuroscience* 13, 1202-1226.

Coull JT, Frackowiak RSJ, Frith CD. 1998. Monitoring target objects: activation of right frontal parietal cortices with increasing time on task. *Neurophysiol* in press.

Coull JT. 1997. Neural Correlates of Attention and Arousal: insights from Electrophysiology, functional Neuroimaging and Psychopharmacology. *Prog Neurobiol* Vol. 55, 343-361.

Desmedt JE, Huy NT, Bourget M. 1983. The cognitive P40, N60 and P100 components of somatosensory evoked potentials and the earliest electrical signs of sensory processing in man, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 56, 272-282.

Desmedt JE, Tomberg C. 1989. Mapping early somatosensory evoked potentials in selective attention: critical evaluation of control conditions used for titrating by difference P30, P40, P100 und N140. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 74: 321-346.

Deutsch JA, Deutsch D. 1963. Attention: Some theoretical considerations. *Psychological review*, 70, 80-90.

Driver J. 2001 A selective review of selective attention research from the past century. *Br J Psychology*, 92, 53-78.

Ducla-Soares E. 1990. Modeling in Magnetencephalography, in: Sato S (Ed.), *Advances in Neurology*, Vol. 54: Magnetencephalography. New York: Raven Press.

Eason RG. 1981. Visual evoked potential correlates of early neural filtering during selective attention. *Psychol Soc* 18, 203-206

Fagaly RL. 1990. Neuromagnetic Instrumentation. In: Sato S (Ed). *Advances in Neurology*. Volume 54: Magnetencephalography, New York:Raven Press.

Fließbach D. 2000. Einfluss selektiver Aufmerksamkeit und Gedächtnis auf Quellen der frühen Komponenten der SEF im primär somatosensorischen Cortex [Diplomarbeit]. Universität Jena, Institut für Psychologie.

Forss N. 1995. Whole-head neuromagnetic characterization of human somatomotor cortical functions [Academic dissertation]. Department of Neurobiology, University of Helsinki.

Forss N, Hari R, Salmelin R, Ahonen A, Hämäläinen M, Kajola M, Knuutila J, Simola J. 1994. Activation of the human posterior parietal cortex by median nerve stimulation. *Exp Brain Res* 99: 309-315.

Forss N, Salmelin R, Hari R. 1994. Comparison of somatosensory evoked fields to airpuff and electric stimuli. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Nov, 92(6) 510-7.

Forss N, Merlet I, Vanni S, Hämäläinen M, Maugiere F, Hari R. 1996. Activation of human mesial cortex during somatosensory target detection task. *Brain Res* 734 229-235.

Forss N, Jousmäki V, Hari R. 1995. Interaction between afferent input from fingers in human somatosensory cortex. *Brain Res* 685 68-76.

Fujiwara N, Nagamine T, Imai M, Tanaka T, Shibasaki H. 1998. Role of the primary auditory cortex in auditory selective attention studied by whole-head neuromagnetometer. *Brain Res* 7, 99-109.

Garcia-Larrea L, Bastuji H, Maugiere F. 1990. Mapping study of somatosensory evoked potentials during selective spatial attention. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 80:201-214.

Garcia-Larrea L, Lukaszewicz AO, Maugière F. 1995. Somatosensory responses during selective spatial attention: the N120 – N140 transition. *Psychophysiology* 32, 526-537.

Handwerker HO. 1995. Allgemeine Sinnesphysiologie, in: Schmidt, R.F. und Thews, G. (Hrsg.), *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag.

Hansen JC, Hillyard SA. 1980. Endogenous brain potentials associated with selective auditory attention. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 49, 277-290.

Hari R, Hämäläinen M, Knuutila J and Tiihonen J. 1990. Separate finger representations at the human second somatosensory cortex. *Neuroscience*, 37, 245-249.

Hari R, Karhu J, Hämäläinen M, Knuutila J, Salonene O, Sams M, Vilkmann V. 1993. Functional organization of the Human second somatosensory cortices: a neuromagnetic study. *Eur J Neuroscience*, 5 724-734.

Haueisen J. 2002. Fields of application of biomagnetic measurements. *Neurophysiol Lab* 24/2 88-94.

Haueisen J, Böttner A, Funke M, Brauer H, Nowak H. 1997. Der Einfluss der Randelementediskretisierung auf die Vorwärtsrechnung und das inverse Problem in Elektroencephalographie und Magnetencephalographie. *Biomed Technik* 42 240-248.

Hillyard SA, Mangun GR, Woldorff MG, Luck SJ. 1995. Neural systems mediating selective attention In: Gazzaniga, M.S. (Ed.), *The cognitive neurosciences*. Cambridge, London: MIT Press, A Bradford Book 665-685.

Hillyard SA, Hink RF, Schwendt VL, Picton TW. 1973. Electrical signs of selective attention in the human brain. *Science*, 182, 177-179.

Huonker R, Nowak H, Rzanny R, Rieke K. 1996. Combined 3D neuromagnetic source imaging and MRI-scans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 47 439-47.

James, WA. 1890/1950. *The principles of psychology*. New York: Dover.

Jäncke L, Mirzazade S, Shah NJ. 1999. Attention modulates activity in the primary and the secondary auditory cortex: a functional magnetic resonance imaging study in human subjects. *Neurosci Lett* 266 125-128.

Johansen-Berg H, Lloyd DM. 2000. The physiology and psychology of selective attention to touch. *Front Biosci* 5, d894-904.

Jousmäki V, Forss N. 1998. Effects of stimulus intensity on signals from human somatosensory cortices. *Neuroreport*, 9, 3427-31.

Kaas JH. 1981. What, if Anything, is SI? Organization of First Somatosensory Area of the Cortex. *Physiol Rev* Vol. 63, No1.

Kaas JH. 1990. Somatosensory system. *The Human Nervous System*, Academic Press.

Karlowsky C. 1999. Modulation früher Komponenten somatosensibel evozierter Felder des primär somatosensorischen Kortex durch selective Aufmerksamkeit [Diplomarbeit]. Universität Jena, Institut für Psychologie.

Klinke R, Silbernagl S (Hrsg.). 2003. *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart, Thieme-Verlag.

Lloyd DM, Bolanowski SJ, Howard L, McGlone F. 1999. Mechanisms of attention in touch. *Somatosens Mot Res* 16(1); 3-10

Luck SJ. 1998. Neurophysiology of selective attention in: Parshler, H (Ed.), *Attention*. Psychology Press 257-296.

Mangun GR, Hillyard SA, Luck SJ. 1993. Electrocortical substrates of visual selective attention in: Gazzaniga, MS (Ed.), *The cognitive neurosciences*. Cambridge, London: MIT Press, A Bradford Book.

Mauguière F, Merlet I, Forss N, Vanni S, Jousmäki V, Adeleine P, Hari R. 1997a. Activation of a distributed somatosensory cortical network in the human brain: a dipole modelling study of magnetic fields evoked by median nerve stimulation. Part I: location and activation timing of SEF sources. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 104 281-289.

Mauguière F, Merlet I, Forss N, Vanni S, Jousmäki V, Adeleine P, Hari R. 1997b. Activation of a distributed somatosensory cortical network in the human brain: a dipole modelling study of magnetic fields evoked by median nerve stimulation. Part II: effects of stimulus rate, attention and stimulus detection. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 104 290-295.

Mertens M, Lütkenhöner B. 1999. Influence of the stimulation sequence on the amplitude of somatosensory evoked fields. *Neuroimage* 9 (6).

Mesulam M-M. 1998. From sensation to cognition. *Brain* 121, 1013-1052.

Michie PT, Bearpark HM, Crawford JM, Glue LC. 1987. The effects of event-related potentials. *Psychophysiology* 24, 449-463.

Mima T, Nagamine T, Nakamura K, Shibasaki H. 1998. Attention modulates both primary and second somatosensory cortical activities in humans: a magnetencephalographic study. *J Neurophysiol* 80 2215-2221.

Näätänen R. 1985. Selective attention and stimulus processing: reflections in event-related potentials, magnetencephalogram and regional cerebral blood flow, in: Posner and Marin (Eds.) *Attention and performance XI*. Lawrence Erlbaum, Hillsdale NJ, 355-373.



- Näätänen R, Michie PT. 1979. Early selective-attention effects on the evoked potential a critical review and reinterpretation. *Biol Psychol* 8(2), 81-136.
- Nagamine T, Mäkelä J, Mima T, Mikuni N, Nishitani N, Satoh T, Ikeda A, Shibasaki H. 1998. Serial processing of the somesthetic information revealed by different effects of stimulus rate on the somatosensory-evoked potentials and magnetic fields. *Brain Res* 791, 200-208.
- Narici L, Modena I, Opsomer RJ, Pizella V, Romani GL, Torrioli G, Traversa R, Rossini PM. 1991. Neuromagnetic somatosensory homunculus: a non-invasive approach in humans. *Neurosci Lett* Jan 2; 121(1-2):51-4.
- Neumann O. 1997. Theorien der Aufmerksamkeit, In: *Enzyklopädie der Psychologie, Kognition, Band 2, Aufmerksamkeit*. Göttingen: Hogrefe Verlag.
- Penfield W, Boldrey E. 1937. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation. *Brain* 391-433.
- Pizella V, Romani GL. 1990. Principles of magnetencephalography, in: *Advances in Neurology, Volume 54: Magnetenzephalography*, Sato S (Ed.). Raven Press.
- Posner MI, Cohen Y. 1984. Components of visual orienting, In: *Attention and Performance: Control of Language Processes, Volume 10*. Bouma H and Bouwhuis DG (Eds.). Erlbaum, Hillsdale, N.J.
- Posner M I, Petersen S E. 1990. The attention system of the human brain. *Annu Rev Neurosci* 13:25-42.
- Posner MI. 1995. Attention in cognitive neuroscience: an overview, in: Gazzaniga, MS (Ed.), *The cognitive neurosciences*. Cambridge, London: MIT Press, A Bradford Book.
- Posner MI, Raichle ME. 1996. *Bilder des Geistes, Hirnforschung auf den Spuren des Denkens*. Heidelberg, Berlin, Oxford: Spektrum Akademischer Verlag.

Romani GL. Fundaments of Neuromagnetism. In: Williamson (Ed.). *Advances in Biomagnetism*, 33-46. New York, Plenum Press.

Rossini PM, Deutschl G, Pizella V, Tecchio F, Pasquarelli A, Feifel E, Romani GL, Lücking CH. 1996. Topography and sources of electromagnetic cerebral responses to electrical and air-puff stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 100 229-239.

Rushton DN, Rothwell JC, Craggs MD. 1981. Gating of somatosensory evoked potentials during different kinds of movement in man. *Brain*, 104, 465-491.

Schnitzler A, Witte OW, Cheyne D, Haid G, Vrba J, Freund H-J. 1995. Modulation of somatosensory evoked magnetic fields by sensory and motor interferences. *NeuroReport* 6, 1653-1658.

Talairach J. 1993. *Referentially Orientated Cerebral MRI Anatomy*. Thieme NY.

Tapia MC, Cohen LG, Starr A. 1987. Selectivity of attenuation (i.e. gating) of somatosensory potentials during voluntary movement in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 68, 226-230.

Treisman AM, Gelade G. 1980. A feature-integration theory of attention. *Cognit Psychol* 12, 97-136.

Watanabe T, Sasaki Y, Miyauchi S, Putz B, Fujimaki N, Nielsen M, Takino R, Miyakawa S. 1998. Attention-regulated activity in human primary visual cortex. *J Neurophysiol* 79, 2218-2221.

Wegner K, Huonker R, Heuer T, Nowak H, Rieke K. 1995. Magnetencephalographische Untersuchungen zur Quellenanalyse somatosensibel evozierter Felder. *Biomed Technik* 40, 197-198.

Wikström H, Huttunen J, Korvenoja A, Virtanen J, Salonen OM, Aronen H, Ilmoniemi RJ. 1996. Effects of interstimulus interval on somatosensory evoked magnetic fields

(SEFs): a hypothesis concerning SEF generation at the primary sensorimotor cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 100 479-487.

Williamson SJ, Kaufman L. 1987. Analysis of Neuromagnetic Signals. In: Gevins, AS, Remond A (Eds.), *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals. EEG Handbook*.

Woldorff MG, Hillyard SA, Gallen CC, Hampson SR, Bloom FE. 1998. Magnetencephalographic recordings demonstrate attentional modulation of mismatch-related neural activity in human auditory cortex. *Psychophysiology* 35, 283-292.

Woldorff M, Hillyard SA. 1987. Modulation of early auditory processing during selective attention during selective listening to rapidly presented tones. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 79 170-191.

Woldorff MG, Gallen CC, Hampson SA, Hillyard SA, Pantev C, Sobel D, Bloom FE. 1993. Modulation of early sensory processing in human auditory cortex during auditory selective attention. *Proc Natl Acad Sci* 90, 8722-8726.

Wörgötter F, Suder K, Zhao Y, Kerscher N, Eysel UT, Funke K. 1998. Statedependent receptive-field reconstructing in the visual cortex. *Nature*, 396, 165-168.

Yeshurun Y, Carrasco M. 1998. Attention improves or impairs visual performance by enhancing spatial resolution. *Nature* 396, 72-75.

Zilles K, Rehkämper G. 1993. *Funktionelle Neuroanatomie*, Heidelberg, Berlin, Springer-Verlag.

## 7 Anhang

### 7.1 Datentabellen

MGFP in fT bei 45ms

	AZF	AKF	BZF	BKF
T Tag 1	767	644	738	604
	672	703	635	690
	618	467	454	359
	449	343	402	336
	575	325	644	376
	381	292	593	311
	552	433	430	455
	801	601	677	584
	578	666	514	500
T Tag 2	553	580	675	629
	577	519	554	630
	354	391	298	279
	344	258	327	278
	672	459	829	429
	491	329	573	316
	497	406	500	455
	736	470	648	533
	610	658	688	717
NT Tag 1	741	703	550	703
	809	709	707	731
	534	463	567	343
	434	256	400	362
	665	319	726	401
	608	322	631	422
	748	540	462	416
	856	672	710	643

	567	676	461	536
NT Tag 2	635	641	576	623
	536	593	567	678
	472	306	289	310
	295	307	351	306
	754	528	840	498
	536	347	602	424
	661	452	520	392
	673	445	740	641
	603	650	574	662
MW	593,17	485,36	568,11	488,11
STABW	137,45	148,01	141,63	145,07

A-Aufmerksamkeit auf Finger, B-Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden, T-Targer, NT-Non-Target, ZF-Zeigefinger, KF-kleiner Finger, MW-Mittelwert, STABW-Standardabweichung

MGFP in fT bei 75ms

	AZF	AKF	BZF	BKF
T Tag 1	519	434	438	426
	689	512	284	332
	677	848	415	552
	366	470	220	259
	434	346	333	281
	420	376	347	393
	624	550	297	355
	526	541	319	135
	679	533	844	644
	705	753	822	773
T Tag 2	329	443	236	278
	515	368	295	367
	693	790	589	739
	401	369	419	259
	435	287	326	225
	408	458	657	414
	497	371	289	338
	507	515	218	210
	704	560	811	594
	784	787	858	812
NT Tag 1	450	501	392	477
	696	547	398	224
	702	762	412	533
	439	417	174	243
	423	288	299	292
	523	392	518	398
	633	522	305	231

	588	542	269	163
	760	639	755	655
	711	835	719	719
NT Tag 2	282	216	423	266
	540	450	426	274
	609	793	601	709
	405	411	271	240
	362	332	275	264
	582	506	670	518
	585	391	377	219
	490	482	265	187
	720	494	860	663
	796	871	803	826
MW	555,20	517,55	455,73	412,18
STABW	138,16	169,29	212,53	203,49

A-Aufmerksamkeit auf Finger, B-Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden, T-Target, NT-Non-Target, ZF-Zeigefinger, KF-kleiner Finger, MW-Mittelwert, STABW-Standardabweichung

Dipolstärke in nAmm und Deviation in % um 45ms

	AZF	D	AKF	D	BZF	D	BKF	D
T Tag1	40,9	12,60	38,6	13,57	37,0	13,85	32,7	12,85
	20,5	8,50	26,4	12,58	21,0	9,51	22,7	11,47
	20,2	13,20	12,4	8,69	18,2	14,30	12,3	9,54
	25,7	2,60	13,1	9,56	21,5	5,32	16,6	11,56
	21,7	3,60	16,9	7,58	22,1	6,42	20,0	8,63
	27,0	8,67	10,1	11,52	25,6	6,85	10,3	13,59
	17,7	14,00	20,7	14,21	14,4	13,65	21,8	11,53
	23,8	3,71	27,8	6,58	17,3	5,96	20,3	7,35
	17,6	9,90	18,7	13,52	22,1	11,69	30,6	11,57
T Tag 2	31,3	7,50	54,2	12,58	23,8	7,95	48,6	13,96
	20,0	10,98	15,9	6,25	18,8	12,58	24,3	8,12
	18,1	12,56	21,5	7,25	18,3	13,55	19,5	9,36
	17,7	14,65	8,9	9,25	30,7	13,75	10,3	10,20
	24,8	11,21	20,7	7,56	32,0	8,95	15,7	9,22
	40,3	8,55	16,7	12,53	12,4	7,49	11,7	14,25
	22,8	9,45	12,1	13,85	20,9	11,68	23,4	13,56
	32,3	7,86	14,8	12,00	28,7	8,54	23,1	10,50
	24,5	11,35	29,6	13,84	20,4	12,77	41,0	10,85
NT Tag1	38,2	13,56	41,4	11,52	30,0	13,75	29,7	14,66
	26,1	9,36	24,3	13,75	26,7	9,65	27,1	10,59
	20,0	14,25	14,1	7,55	24,1	13,85	10,4	8,56
	13,3	5,25	7,1	9,62	18,1	6,39	23,0	8,78
	23,9	6,58	16,1	6,04	27,9	6,99	15,1	7,96
	25,5	7,53	17,1	13,65	21,9	5,89	9,7	14,22
	26,7	13,05	27,3	10,75	18,8	12,25	16,1	8,89
	28,3	6,35	33,6	5,22	19,9	8,23	24,8	6,77
	16,7	11,58	20,2	10,45	25,9	13,25	28,8	12,85



NT Tag 2	34,4	8,07	50,9	12,88	23,8	10,58	51,7	13,95
	18,9	11,58	20,6	6,32	18,9	14,53	25,4	7,52
	23,2	13,36	25,0	6,98	18,0	10,28	21,0	6,92
	13,7	12,25	14,2	8,01	17,8	13,85	13,3	7,48
	29,1	7,35	20,2	10,75	34,0	8,53	17,3	11,85
	35,8	6,33	22,4	12,63	26,4	7,56	14,3	10,96
	23,0	5,28	12,5	10,10	20,1	6,33	12,7	12,42
	25,8	7,23	14,4	9,66	27,6	8,25	23,3	8,95
	21,2	10,04	28,3	7,95	23,3	8,96	30,7	7,36
MW	24,7	9,4	21,9	10,2	23,0	10,1	22,2	10,5
STABW	6,99	3,28	10,89	2,76	5,50	3,01	10,06	2,42

A-Aufmerksamkeit auf Finger, B-Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden, T-Target, NT-Non-Target, ZF-Zeigefinger, KF-kleiner Finger, MW-Mittelwert, STABW-Standardabweichung

## Dipolstärke in nAmm und Deviation in % bei 75ms

	AZF		AKF		BZF		BKF	
T Tag 1	25,7	8,56	19,8	8,25	31,4	8,23	24,4	5,94
	41,5	2,13	27,2	7,36	9,1	11,85	17,2	10,71
	20,6	5,69	24,2	9,23	9,5	13,77	20,1	8,13
	17,7	8,25	22,7	10,28	8,0	10,54	10,1	14,71
	18,6	9,33	9,9	14,53	6,5	11,30	6,2	13,27
	13,1	10,87	18,3	9,50	10,8	14,45	21,2	6,49
	16,5	9,68	37,5	5,12	20,3	9,31	46,8	3,47
	35,7	2,51	23,4	7,90	7,4	14,84	4,6	13,88
	17,8	6,02	30,2	4,26	30,4	5,11	24,1	5,63
T Tag 2	28,8	7,32	22,9	7,36	40,9	1,25	33,7	4,12
	25,7	8,20	14,6	11,24	10,2	9,55	10,9	9,22
	24,4	9,23	19,4	8,76	22,0	9,98	17,9	7,64
	23,8	10,55	22,9	6,36	29,5	10,73	12,5	12,77
	36,5	4,26	8,4	13,88	13,1	14,41	3,1	14,02
	14,6	9,36	22,2	7,86	26,9	6,79	18,0	8,27
	24,6	6,89	27,3	5,64	30,5	3,34	42,4	1,95
	23,2	8,36	32,7	3,98	6,6	14,47	6,5	13,65
	27,0	4,25	19,3	7,12	37,6	5,33	26,1	8,43
	40,6	1,59	42,0	3,22	32,3	7,21	35,6	6,08
NT Tag 1	20,7	5,69	30,7	2,87	22,5	10,05	31,5	8,16
	34,9	3,88	39,5	6,23	17,9	13,75	6,0	10,21
	21,8	8,36	19,7	8,21	13,3	14,62	17,0	9,44
	22,9	9,44	23,9	8,36	4,6	14,86	9,7	12,68
	22,8	10,97	7,8	13,25	10,1	13,31	3,3	14,49
	20,6	8,91	19,9	9,33	21,9	9,76	17,5	9,13
	29,2	5,11	25,3	7,39	34,6	3,64	24,9	7,38
	32,2	4,87	29,8	5,99	7,6	13,15	6,5	13,27
	22,6	6,07	30,2	4,32	24,7	14,57	29,1	4,92
NT Tag 2	31,0	3,22	22,9	8,45	35,7	3,01	32,9	5,34

	25,1	7,28	25,7	7,31	22,5	3,98	5,8	12,11
	19,4	8,42	20,6	9,35	18,8	9,70	25,4	8,34
	20,9	10,52	19,6	5,65	19,6	12,33	16,7	12,45
	30,8	2,50	27,5	4,59	8,4	14,36	2,5	14,07
	19,9	4,86	22,1	8,44	25,0	5,17	20,5	7,97
	24,3	8,62	20,0	11,57	36,7	6,09	28,5	6,73
	22,8	9,75	29,6	8,07	10,2	8,21	6,0	13,51
	26,2	7,32	13,5	13,76	35,9	2,50	26,9	2,97
	33,4	4,05	35,2	3,17	34,2	4,98	33,9	2,21
<b>MW</b>	25,21	6,92	23,90	7,85	20,72	9,49	19,11	9,05
<b>STABW</b>	6,83	2,70	7,82	3,00	11,05	4,21	11,72	3,80

A-Aufmerksamkeit auf Finger, B-Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden, NT-Non-Target, ZF-Zeigefinger, KF-kleiner Finger, MW-Mittelwert, STABW-Standardabweichung

XYZ-Koordinaten für 7 Probandinnen

<b>Proband</b>	<b>X ZF</b>	<b>Y ZF</b>	<b>Z ZF</b>	<b>X KF</b>	<b>Y KF</b>	<b>Z KF</b>
<b>1 A</b>	31,3	22,2	70,0	29,9	23,9	66,1
<b>B</b>	31,3	22,2	69,3	28,6	23,3	64,6
<b>B</b>	35,5	27,1	71,6	30,6	20,9	70,9
<b>A</b>	32,7	26,6	69,1	31,7	24,2	67,9
<b>2 A</b>	45,7	11,4	74,1	41,0	15,6	77,9
<b>B</b>	43,8	14,3	72,8	42,2	19,7	75,6
<b>B</b>	43,1	33,1	67,6	39,7	33,9	67,4
<b>A</b>	43,6	31,1	66,5	39,3	33,8	66,9
<b>3 A</b>	42,7	28,4	69,6	41,3	33,1	69,3
<b>B</b>	43,0	30,4	67,3	43,0	33,5	70,2
<b>B</b>	38,2	7,1	73,3	36,0	9,7	80,0
<b>A</b>	38,9	6,9	73,3	35,4	12,5	79,1
<b>4 A</b>	37,6	7,3	72,6	38,7	8,9	84,3
<b>B</b>	31,6	8,7	73,6	39,0	9,8	82,5
<b>B</b>	41,5	13,5	78,6	38,8	14,1	80,8
<b>A</b>	40,9	13,8	78,6	40,9	12,9	76,5

<b>5 A</b>	40,7	12,4	74,5	37,2	11,9	82,0
<b>B</b>	36,9	24,2	80,6	37,8	30,0	82,5
<b>B</b>	37,2	25,5	81,2	37,6	28,7	80,9
<b>A</b>	36,6	22,9	82,6	34,9	28,6	83,7
<b>6 A</b>	38,4	24,6	70,8	35,5	31,3	72,8
<b>B</b>	38,7	27,9	63,3	35,9	28,9	72,7
<b>B</b>	43,4	29,8	68,1	45,5	34,2	70,6
<b>A</b>	42,6	26,8	66,2	39,1	34,0	63,7
<b>7 A</b>	41,2	26,3	63,1	47,4	35,4	70,9
<b>B</b>	44,0	10,0	61,2	40,0	7,4	68,3
<b>B</b>	42,7	9,0	58,5	40,0	8,1	68,8
<b>B</b>	46,2	9,4	63,8	40,9	4,8	65,3
<b>MW</b>	39,6	19,7	70,8	38,1	21,9	73,7
<b>STABW</b>	4,3	8,8	6,1	4,4	10,3	6,6

A-Aufmerksamkeit auf Finger, B-Aufmerksamkeit auf Leuchtdioden, ZF-Zeigefinger, KF-kleiner Finger, MW-Mittelwert, STABW-Standardabweichung

## **7.2 Danksagung**

Mein Dank gilt allen, die in vielfältiger Weise an der Entstehung und Fertigstellung dieser Arbeit beteiligt waren.

Ich danke den Probandinnen für die Teilnahme an der Studie und der Geduld bei den Messungen.

Bei dem ganzen Team des biomagnetischen Zentrums bedanke ich mich für die Hilfe in technischen Fragen, insbesondere bei Herrn Dr. R. Huonker, der mich immer wieder motiviert und beraten hat.

Herr PD Dr. T. Weiß hat durch seine Anregungen und konstruktive Kritik in besonderem Maße zur Fertigstellung der Arbeit beigetragen, dafür bedanke ich mich ganz herzlich.

Herrn Prof. Dr. O. Witte gilt mein Dank für die Betreuung dieser Promotion.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern und meinen Freunden für jede Aufmunterung und Unterstützung und Jochen Voigts für seine Geduld und Anerkennung.

### ***7.3 Ehrenwörtliche Erklärung***

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. O.W. Witte, Dr. R. Huonker und PD Dr. T. Weiß,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 05.01.2005

## 7.4 Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Name:	Bartenbach
Vorname :	Birgit
Geburtsdatum /-ort :	05.07.1977, Heilbronn
Anschrift:	Sophienstr. 53 07743 Jena
email-Adresse:	bbartenbach@web.de
Familienstand:	ledig, eine Tochter, geb. am 27.09.2001

### Schulbildung:

1987-1996:	Elly-Heuss-Knapp-Gymnasium, Heilbronn
------------	---------------------------------------

### Hochschulbildung:

08/1996 – 12/2003	Studium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
08/1998	Ärztliche Vorprüfung
08/1999	1. Staatsexamen
08/2001	2. Staatsexamen
10/2001 - 10/2002	Beurlaubung für Elternzeit
10/2002 - 09/2003	Praktisches Jahr: Chirurgie, Jena Innere Medizin, Jena Dermatologie, Jena
11/2003	3. Staatsexamen

### Beruf:

Seit 02/2004 ÄiW Innere Medizin Krankenhaus  
Dresden Friedrichstadt

### Promotion:

1999 – 2004	Effekte selektiver Aufmerksamkeit auf frühe Komponenten somatosensorisch evozierter Felder im primär sensomotorischen Kortex Neurologie Jena Betreuender Hochschullehrer: Prof. O. W. Witte Öffentliche Verteidigung: 07.12.2004
-------------	---

Jena, den 05.01.2005

